



**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ**

**ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ**

**ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ**

## **Κατασκευή Παλμικού Οξύμετρου**

**ΑΡΙΣΤΕΙΔΗΣ ΚΑΛΑΝΤΖΗΣ**

**Αριθμός Μητρώου: 48015038**

**Επιβλέπων Καθηγητής**

**Παντελεήμων Ασβεστάς, Καθηγητής**

**Αθήνα 05/10/2023**

Η Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή

Ο Επιβλέπων Καθηγητής

Π. Ασβεστάς

Καθηγητής

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

Δ. Γκλώτσος

Καθηγητής

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

Σ. Κωστόπουλος

Αναπλ. Καθηγητής

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

**ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ**

Ο/η υπογράφων/ουσα ΚΑΛΑΝΤΖΗΣ ΑΡΙΣΤΕΙΔΗΣ του ΒΑΣΙΛΕΙΟΥ, με αριθμό μητρώου 48015038 φοιτητής/τρια του Τμήματος ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΙΑΤΡΙΚΗΣ της Σχολής ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω υπεύθυνα ότι:

«Είμαι συγγραφέας αυτής της διπλωματικής εργασίας και κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, οι όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών ή λέξεων, είτε ακριβώς είτε παραφρασμένες, αναφέρονται στο σύνολό τους, με πλήρη αναφορά στους συγγραφείς, τον εκδοτικό οίκο ή το περιοδικό, συμπεριλαμβανομένων και των πηγών που ενδεχομένως χρησιμοποιήθηκαν από το διαδίκτυο. Επίσης, βεβαιώνω ότι αυτή η εργασία έχει συγγραφεί από μένα αποκλειστικά και αποτελεί προϊόν πνευματικής ιδιοκτησίας τόσο δικής μου, όσο και του Ιδρύματός μου.

Παράβαση της ανωτέρω ακαδημαϊκής μου ευθύνης αποτελεί ουσιώδη λόγο για την ανάκληση του διπλώματός μου».

Ημερομηνία

**05-10-2023**

Ο/Η Δηλών/ούσα



## ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Σκοπός της συγκεκριμένης εργασίας είναι η κατασκευή μιας φορητής διάταξης, που καταγράφει ορισμένα βασικά βιοσήματα, όπως ο καρδιακός ρυθμός (BPM) και το ποσοστό οξυγόνου στο αίμα (SpO<sub>2</sub>) του ανθρωπίνου σώματος. Η προβολή των δεδομένων θα γίνεται σε πραγματικό χρόνο πάνω στη διάταξη, ώστε ο εξεταζόμενος να μπορεί να έχει μια εικόνα της κατάστασης του. Θα είναι, επίσης, εφικτή απομακρυσμένη μετάδοση σε πραγματικό χρόνο των δεδομένων με τη χρήση ειδικής εφαρμογής (Blynk) στο κινητό τηλέφωνο ή τον υπολογιστή με σκοπό την εξ αποστάσεως παρακολούθηση της κατάστασης του εξεταζόμενου από κάποιο ιατρικό ή συγγενικό του πρόσωπο.

Τα κύρια εξαρτήματα και διατάξεις, που θα χρησιμοποιηθούν για την εκπόνηση του κατασκευαστικού μέρους της εργασίας, είναι ο μικροελεγκτής ESP8266, ο οποίος χρησιμοποιείται ευρέως στην κατασκευή του NodeMcu και άλλων παρεμφερών διατάξεων και είναι υπεύθυνος τόσο για την επεξεργασία όσο και για την ασύρματη μετάδοση των δεδομένων, ο αισθητήρας βιοσημάτων Max30102 για τη μέτρηση των βιολογικών παραμέτρων, η οθόνη Nokia 5110 Graphic LCD για την προβολή των δεδομένων τοπικά από το χρήστη και τέλος μία μπαταρία LiPo με σκοπό την πλήρη φορητότητα και αυτονομία της συσκευής, καθώς και ένα φορτιστής μπαταρίας λιθίου βασισμένο στα ολοκληρωμένα TP4056 και DW01A για την προστασία και σωστή φόρτιση της διάταξης.

Η επιλογή όλων των κύριων και δευτερευόντων περιφερικών εξαρτημάτων έγινε με γνώμονα τον λόγο κόστους – απόδοσης, καθώς και τον λόγο απόδοσης - αυτονομίας. Τέλος, έπειτα από σύγκριση της διάταξης, με άλλες εμπορικά διαθέσιμες συσκευές παλμικής οξύμετρίας, αναφέρονται κάποια συμπεράσματα για το κατά πόσο μια τέτοια διάταξη, με αυτές τις προδιαγραφές, θα μπορούσε να αντικαταστήσει επιτυχώς ένα εμπορικού τύπου παλμικό οξύμετρο και τυχόν πλεονεκτήματα σε σχέση με αυτό.

**Λέξεις Κλειδιά:** *Διπλωματική εργασία, Παλμικό οξύμετρο, Arduino, Esp8266, NodeMcu, Μικροελεγκτής, Καρδιακοί παλμοί, Κορεσμός οξυγόνου, PPG, SpO<sub>2</sub>, Max30102, Nokia 5110 Graphic LCD, Blynk.*

**ABSTRACT**

The purpose of this project is to construct a portable device that records certain basic biosignals, such as heart rate (HR) and blood oxygen saturation (SpO<sub>2</sub>) of the human body. The data will be displayed in real-time on the device so that the examinee can have a picture of their condition. Real-time remote transmission of the data will also be possible using a special application (Blynk) on a mobile phone or computer for remote monitoring of the examinee's condition by his doctor or a relative.

The main components and devices that will be used to develop the construction part of the project are the ESP8266 microcontroller, which is widely used in the construction of NodeMcu and other similar devices, and is responsible for both processing and wireless transmission of data, the Max30102 biosensor for measuring biological parameters, the Nokia 5110 Graphic LCD screen for local data display by the user, and finally a LiPo battery for complete portability and autonomy of the device, as well as a lithium battery charger module based on the TP4056 and DW01A integrated circuits for the protection and proper charging of the device.

The selection of all the main and secondary peripheral components will be based on the cost-performance ratio as well as the performance-autonomy ratio. Finally, after comparing the device with other commercially available pulse oximetry devices, conclusions are reported on whether such a device, with these specifications, could successfully replace a commercial-type pulse oximeter and any advantages it may have to it.

***Keywords: Final project, Pulse oximeter, Arduino, Esp8266, NodeMcu, Microcontrollers, Heart rate, Oxygen saturation, PPG, SpO<sub>2</sub>, Max30102, Nokia 5110 Graphic LCD, Blynk.***

**Ευχαριστίες:**

Με την ολοκλήρωση της διπλωματικής μου εργασίας και ολοκληρώνοντας έτσι τον κύκλο σπουδών μου, θα ήθελα να εκφράσω τις εγκάρδιες ευχαριστίες μου, σε όλους όσους συνέβαλαν στην εκπόνηση της.

Ευχαριστώ θερμά τον επιβλέποντα καθηγητή μου, κύριο Παντελεήμων Ασβεστά, για την υπομονή, την επιστημονική καθοδήγηση αλλά και την φιλική του στάση απέναντι μου καθ' όλη τη διάρκεια της διαδικασίας.

Επιπλέον, ιδιαίτερες ευχαριστίες θα ήθελα να απευθύνω σε όλους τους καθηγητές του τμήματος, που ο καθένας με τον τρόπο του προσπάθησε να μας μεταδώσει τις γνώσεις και εμπειρίες του πάνω στο γνωσιακό αντικείμενο το οποίο διδάσκει.

Τέλος, θα ήθελα εκφράσω την ευγνωμοσύνη μου στην οικογένειά μου και την κοπέλα μου για όλη τη στήριξη, τη συμπαράσταση και την κατανόησή τους, καθ' όλη τη διάρκεια των σπουδών μου.

## ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΕΡΙΛΗΨΗ .....	4
ABSTRACT.....	5
ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	9
1 Η Καρδιά.....	10
1.1 Βιολογικά συστήματα .....	10
1.1.2 Το Κυκλοφορικό Σύστημα και η Καρδιά .....	10
1.2 Ηλεκτροφυσιολογία και το Ερεθισματαγωγό Σύστημα της Καρδιάς.....	12
1.3 Καρδιακός Ρυθμός.....	13
1.3.1 Τρόποι Μέτρησης Καρδιακού Ρυθμού (HR) .....	13
2 Παλμικό Οξύμετρο .....	14
2.1 Τι είναι το παλμικό οξύμετρο;.....	14
2.2 Μέτρηση Βιολογικών Παραμέτρων .....	14
2.2.1 Τι είναι η φωτοπληθυσμογραφία .....	16
2.3 Ιστορική Εξέλιξη του Οξύμετρου.....	17
2.4 Μέρη του παλμικού οξύμετρου .....	18
2.4.1 Probe οξύμετρου .....	19
2.4.2 Δίοδοι εκπομπής φωτός (LED - Light Emitting Diode) .....	21
2.4.3 Κύκλωμα χρονισμού και παλμοδότησης .....	21
2.4.4 Φωτοανιχνευτής και κύκλωμα μετατροπής ρεύματος σε τάση .....	22
2.4.5 Κύκλωμα δειγματοληψίας και συγκράτησης.....	23
2.4.6 Φίλτρα .....	24
2.4.7 Κύκλωμα αυτόματου ελέγχου κέρδους.....	25
2.5 Είδη παλμικών οξυμέτρων.....	25
2.6 Βαθμονόμηση παλμικού οξύμετρου .....	27
3 Κατασκευή διάταξης παλμικού οξύμετρου .....	27
3.1 Εξαρτήματα που χρησιμοποιήθηκαν .....	27
3.2 Ανάλυση των εξαρτημάτων .....	28
3.2.1 NodeMCU .....	28
3.2.1.1 Επεξήγηση επιμέρους τμημάτων του NodeMcu .....	29
3.2.2 MAX30102 .....	30
3.2.2.1 Επισκόπηση Hardware του MAX30102 .....	30
3.2.3 Οθόνη LCD .....	33
3.2.3.1 Επισκόπηση Hardware του PCD8544 .....	34
3.2.4 Κύκλωμα φόρτισης και προστασίας μπαταρίας.....	35
3.2.4.1 Επισκόπηση Hardware του TP4056 .....	36
3.2.5 Μετατροπέας ενίσχυσης σταθερούς τάσης MT3608.....	37
3.2.5.1 Επισκόπηση Hardware του MT3608 .....	38
3.3 Συνδεσμολογία μεταξύ των διατάξεων.....	39
3.4 Προγραμματισμός.....	41
3.4.1 Λογισμικό Arduino IDE .....	41
3.4.2 Κώδικας .....	42
3.4.3 Blynk.io.....	49
3.4.3.1 Δημιουργία διαδικτυακής διασύνδεσης.....	50
3.4.4 Τροποποίηση βιβλιοθηκών Arduino.....	51
3.5 Οριστικοποίηση διάταξης.....	52
4 Αποτελέσματα.....	56
4.1 Διαδικασία καταγραφής αποτελεσμάτων .....	59
4.2 Στατιστικά στοιχεία .....	59
5 Συμπεράσματα & Συζήτηση .....	61

5.1 Σχολιασμός αποτελεσμάτων .....	61
5.2 Μελλοντικές τροποποιήσεις και βελτιώσεις.....	62
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ .....	63
ΠΗΓΕΣ ΕΙΚΟΝΩΝ .....	65



## ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η παρούσα διπλωματική εργασία εστιάζει στα συστήματα παρακολούθησης ζωτικών σημάτων ασθενή και πιο συγκεκριμένα στα παλμικά οξύμετρα (pulse oximeters). Παρακάτω αναλύεται η αρχή λειτουργίας τους και παρουσιάζονται τα βιοσήματα, που μπορούν να παρακολουθηθούν μέσω αυτών των συστημάτων. Στο πειραματικό μέρος, παρουσιάζεται η διαδικασία κατασκευής ενός αυτοσχέδιου τέτοιου συστήματος παρακολούθησης χρησιμοποιώντας εμπορικά διαθέσιμους αισθητήρες και εξαρτήματα (modules) με σκοπό τη μείωση του κόστους αλλά και την προσθήκη κάποιων έξυπνων χαρακτηριστικών, που απέχουν από τα κοινά συμβατικά παλμικά οξύμετρα. Συγκεκριμένα, χρησιμοποιήθηκε ο μικροελεγκτής NodeMcu, τόσο για τη συλλογή - επεξεργασία των βιοσημάτων από τους αισθητήρες όσο και για την αποστολή των δεδομένων αυτών στο internet. Ο αισθητήρας MAX30102 της MH-ET LIVE, που ανήκει στην οικογένεια αισθητήρων MAX3010X, χρησιμοποιήθηκε για την ανίχνευση και μέτρηση του καρδιακού ρυθμού (Heart Rate HR), καθώς και του ποσοστού κορεσμού οξυγονωμένης αιμοσφαιρίνης στο αίμα (Oxygen saturation SPO2) στο ανατομικό σημείο ενδιαφέροντος (δάχτυλο). Η διπλωματική εργασία, χωρίζεται στο θεωρητικό μέρος, όπου αναλύονται αυτά τα βιοσήματα και το πειραματικό μέρος, όπου παρουσιάζεται η διαδικασία κατασκευής της αυτοσχέδιας διάταξης.

Στο θεωρητικό μέρος, το πρώτο κεφάλαιο γίνεται ανάλυση της λειτουργίας της καρδιάς εστιάζοντας στο κυκλοφορικό και ερεθισματοπαγώγ σύστημα, καθώς και στους τρόπους με τους οποίους είναι εφικτή η μέτρηση του βιοσημάτων του καρδιακού ρυθμού. Το δεύτερο κεφάλαιο αναφέρεται στα βασικά χαρακτηριστικά των παλμικών οξύμετρων, όπως το είδος των βιοσημάτων που ελέγχουν, την ιστορική τους εξέλιξη, τον τρόπο μέτρησης τους καθώς και τα επιμέρους μέρη τους.

Στο πειραματικό μέρος, αρχικά, γίνεται αναφορά όλων των εξαρτημάτων – διατάξεων και ηλεκτρονικών στοιχείων, που χρησιμοποιήθηκαν για την κατασκευή της πειραματικής διάταξης. Έπειτα, γίνεται ανάλυση των αισθητήρων, όσον αφορά τον τρόπο λειτουργία τους και τα τεχνικά τους χαρακτηριστικά. Υστέρα, γίνεται παρουσίαση της πειραματικής διάταξης, καθώς και του κώδικα που κατασκευάστηκε. Τέλος, παρουσιάζονται τα αποτελέσματα και τα συμπεράσματα του πειράματος και αναφέρονται διεργασίες που θα μπορούσαν να ακολουθηθούν, για την αποφυγή προβλημάτων που προέκυψαν αλλά και για τη βελτίωση και την εμπλούτιση των χαρακτηριστικών της διάταξης.

## 1 Η Καρδιά

### 1.1 Βιολογικά συστήματα

Όπως γνωρίζουμε από την Βιολογία, ένα σύστημα οργάνων ή αλλιώς βιολογικό σύστημα, είναι μια ομάδα οργάνων που συνεργάζονται το ένα με το άλλο με σκοπό την εκτέλεση μιας λειτουργίας. Μια ομάδα από τέτοια συστήματα συνθέτει έναν οργανισμό. Ο ανθρώπινος οργανισμός, λοιπόν, είναι ένα εξαιρετικά πολύπλοκο σύστημα που αποτελείται από πολλά άλλα υποσυστήματα που συνεργάζονται άρτια για να διατηρήσουν τον οργανισμό σε λειτουργία. Τα κυριότερα συστήματα, που συναντάμε στον άνθρωπο, είναι τα ακόλουθα:

- Καλυπτήριο
- Ερειστικό
- Μυϊκό
- Νευρικό
- Ενδοκρινικό
- Λεμφικό
- Αναπνευστικό
- Πεπτικό
- Ουροποιητικό
- Αναπαραγωγικό
- Καθώς και το Κυκλοφορικό που θα εστιάσουμε και αναλύσουμε περαιτέρω.

#### 1.1.2 Το Κυκλοφορικό Σύστημα και η Καρδιά

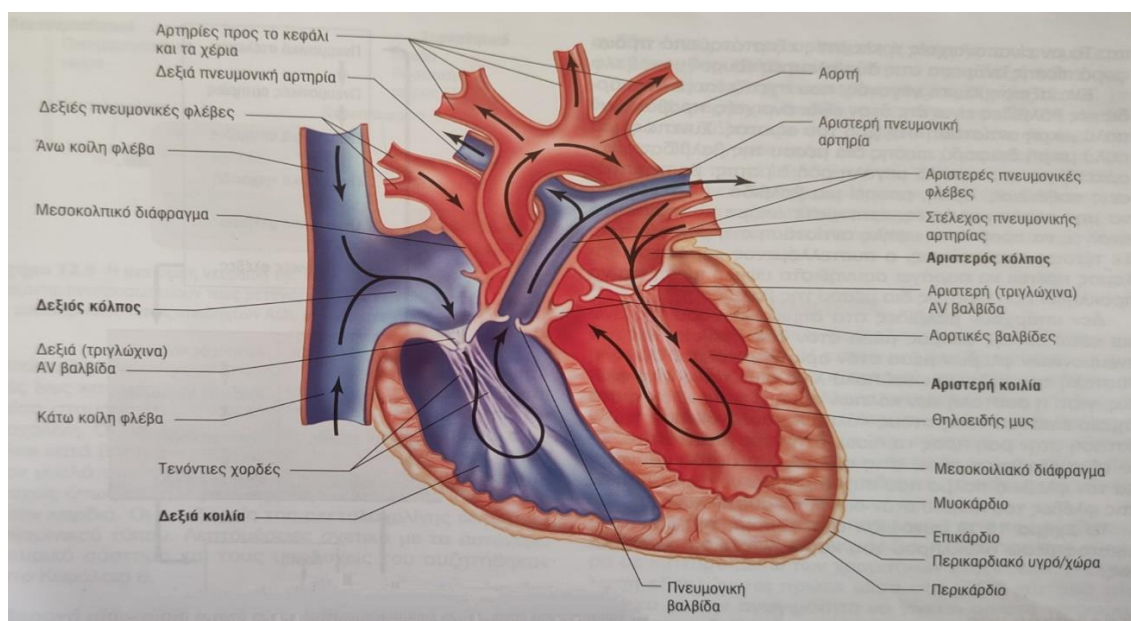
Το κυκλοφορικό ή αλλιώς καρδιαγγειακό σύστημα είναι ένα σύστημα μεταφοράς στο σώμα μας, υπεύθυνο για τη διανομή οξυγόνου στους ιστούς (μέσω του αίματος), τη μεταφορά των μεταβολικών αποβλήτων (δηλ. του διοξειδίου του άνθρακα), τη μεταφορά και διανομή ύδατος και άλλων θρεπτικών συστατικών στους ιστούς, τη διατήρηση της ομοιόστασης στον οργανισμό καθώς και τη θερμορρύθμιση (μεταφορά θερμότητας) και αποτελείται από τρία σημαντικά μέρη: το αίμα, τα αιμοφόρα αγγεία και την καρδιά.

Το αίμα είναι ένα ζωτικό υγρό που ρέει σε όλο το σώμα, μεταφέροντας οξυγόνο, θρεπτικά συστατικά, ορμόνες και άλλες ουσίες απαραίτητες για τα κύτταρα και τους ιστούς. Αποτελείται από μια πληθώρα διαφορετικών κυττάρων, όπως τα ερυθρά αιμοσφαίρια, τα λευκά αιμοσφαίρια, τα αιμοπετάλια, και το πλάσμα.[1] Τα ερυθρά αιμοσφαίρια εμπεριέχουν αιμοσφαιρίνη και ως εκ τούτου είναι υπεύθυνα για τη μεταφορά του οξυγόνου από τους πνεύμονες προς το υπόλοιπο σώμα. Τα λευκά αιμοσφαίρια σχετίζονται με το ανοσοποιητικό σύστημα και παίζουν σημαντικό ρόλο στην καταπολέμηση των λοιμώξεων και λοιπών ασθενειών. Τα αιμοπετάλια είναι υπεύθυνα για την πήξη του αίματος και βοηθούν στην αποφυγή της ακατάσχετης αιμορραγίας σε περίπτωση τραυματισμού. Το αίμα συνεχώς παράγεται και ανακυκλώνεται μέσα στο σώμα. Η σύσταση και ο όγκος του είναι άρρηκτα συνδεδεμένοι με παράγοντες όπως η ηλικία, το φύλο και η γενικότερη κατάσταση της υγείας.

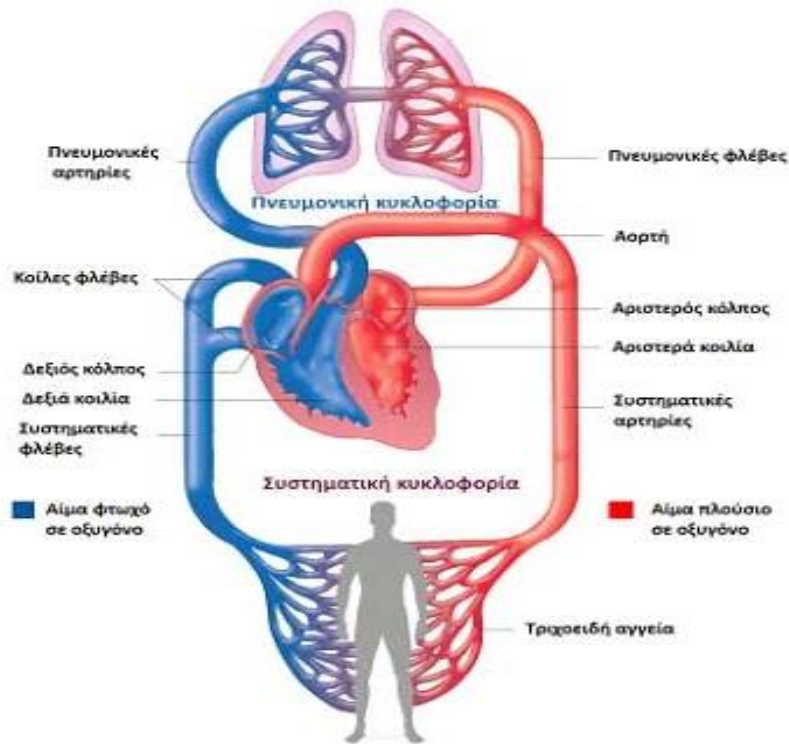
Τα αιμοφόρα αγγεία είναι σωλήνες, που μεταφέρουν αίμα σε όλο το σώμα και χωρίζονται σε τρεις διαφορετικούς τύπους, αρτηρίες, φλέβες και τριχοειδή αγγεία, ανάλογα με τη διεργασία που εκτελούν. Οι αρτηρίες μεταφέρουν αίμα πλούσιο σε οξυγόνο από την καρδιά στους ιστούς του σώματός, ενώ οι φλέβες μεταφέρουν αίμα ελλιπές σε οξυγόνο πίσω στην καρδιά και φαίνονται μπλε λόγω αυτής της έλλειψης σε οξυγόνο. Τα τριχοειδή είναι τα μικρότερα και πολυάριθμα αιμοφόρα αγγεία και συνδέουν τις αρτηρίες με τις φλέβες. Τα αγγεία αυτά βοηθούν στην ανταλλαγή οξυγόνου, θρεπτικών και άχρηστων ουσιών μεταξύ του αίματος και των γύρω ιστών.[1]

Η καρδιά είναι ένας ιδιαίτερος, πολύ ισχυρός μυς, που έχει το ρόλο αντλίας και προωθεί το αίμα προς το υπόλοιπο σώμα και τους πνεύμονες με δύο ξεχωριστές κυκλοφορίες. Βρίσκεται στην περιοχή του στήθους, πίσω από το θωρακικό οστό του στέρνου και αναμεσα στους δυο πνεύμονες. Αποτελείται από τέσσερα διαφορετικά μέρη που ονομάζονται θάλαμοι: δύο στην κορυφή που ονομάζονται κόλποι (δεξιός και αριστερός) και δύο στο κάτω μέρος της που ονομάζονται κοιλίες (δεξιά και αριστερή). Οι κόλποι αντλούν το αίμα προς τις κοιλίες και στη συνέχεια οι κοιλίες το αντλούν προς το σώμα μέσω σωλήνων που ονομάζονται αιμοφόρα αγγεία. Η καρδιά περιβάλλεται από ένα προστατευτικό εξωτερικό στρώμα που ονομάζεται περικάρδιο και ένα λεπτό εσωτερικό στρώμα που ονομάζεται ενδοκάρδιο. Οι ισχυρές μυϊκές ίνες που αποτελούν το παχύτερο τοίχωμα της καρδιάς, και ονομάζονται μυοκάρδιο, βρίσκονται ανάμεσα σε αυτά τα δύο στρώματα.

Όπως προαναφέρθηκε, η καρδιά εξυπηρετεί δυο κυκλοφορίες, τη συστηματική και την πνευμονική. Η πρώτη μεταφέρει το αποοξυγονωμένο αίμα (φτωχό σε οξυγόνο) από τη δεξιά κοιλία στους πνεύμονες, για να γίνει εμπλουτισμός του με οξυγόνο, και αφού γίνει αυτό, το οξυγονωμένο πλέον αίμα μεταφέρεται προς τον αριστερό κόλπο και από εκεί στην αριστερή κοιλία. Η συστηματική κυκλοφορία αντίστοιχα ξεκινά από την αριστερή κοιλία και σκοπό έχει να διαμοιράσει το οξυγονωμένο αίμα στους ιστούς του σώματος. Όταν οι ιστοί τροφοδοτηθούν με οξυγόνο, το αίμα αρχίζει πάλι να υστερεί σε οξυγόνο και θρεπτικά συστατικά και μέσω των φλέβων επιστρέφει πίσω στον δεξιό κόλπο της καρδιάς και η όλη διαδικασία επαναλαμβάνεται από την αρχή. [2]



Εικόνα 1: Διαγραμματική τομή της καρδιάς [1]



Εικόνα 2: Πνευμονική και Συστηματική Κυκλοφορία [1]

## 1.2 Ηλεκτροφυσιολογία και το Ερεθισματαγωγό Σύστημα της Καρδιάς

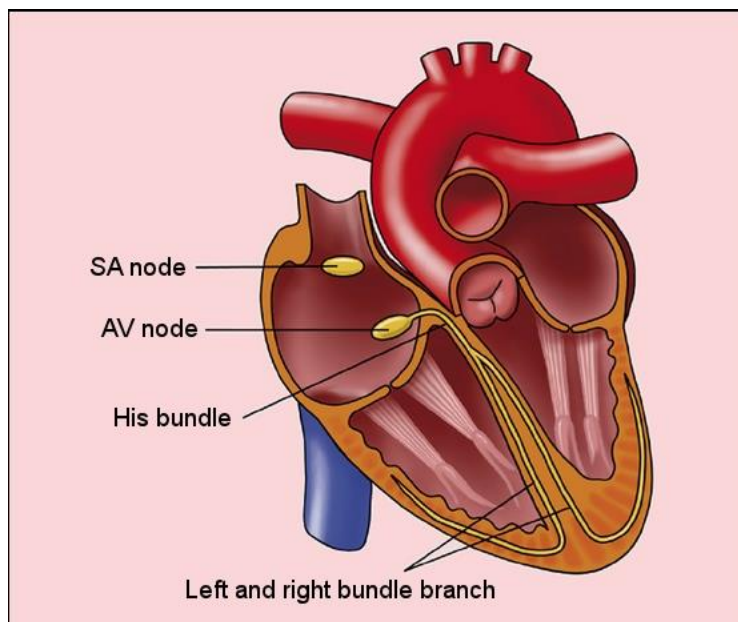
Η καρδιακή ηλεκτροφυσιολογία ασχολείται με την ηλεκτρική ανατομία της καρδιάς, δηλαδή τις ιδιότητες των κυττάρων της καρδιάς και τη συνεργασία τους για την παραγωγή και τη μετάδοση ηλεκτρικών παλμών. Το σύστημα αυτό ονομάζεται ερεθισματαγωγό. Οι τέσσερις ιδιότητες, [3] που επιτρέπουν την παραγωγή και τη μετάδοση των ηλεκτρικών παλμών σε ολόκληρο το μυοκάρδιο, είναι οι εξής:

- **Αυτοματία:** Η ιδιότητα του μυοκαρδίου για παραγωγή ηλεκτρικού σήματος χωρίς την ύπαρξη εξωτερικής διέγερσης.
- **Διεγερσιμότητα:** Η ιδιότητα των κυττάρων του μυοκαρδίου να αποκρίνονται σε ηλεκτρική διέγερση.
- **Αγωγιμότητα:** Η ιδιότητα ενός κυττάρου του μυοκαρδίου, για λήψη και απόκριση σε έναν ηλεκτρικό παλμό καθώς, επίσης, και για μετάδοση αυτού του παλμού σε άλλα κύτταρα.
- **Συστολικότητα:** Η ιδιότητα ενός κυττάρου να συστέλλεται, όταν δεχτεί έναν παλμό διέγερσης.

Η Αυτοματία, η Διεγερσιμότητα καθώς και η Αγωγιμότητα είναι ιδιότητες που συναντάμε σε όλα τα κύτταρα της καρδιάς, από την άλλη, μόνο στα μυϊκά κύτταρα αντικρίζουμε την ιδιότητα της Συστολικότητας.

Πιο συγκεκριμένα, όταν αναφερόμαστε στο ερεθισματαγωγό σύστημα της καρδιάς, εννοούμε τη διαδικασία κατά την οποία ένα ηλεκτρικό ερέθισμα ξεκινά από μία περιοχή του δεξιού κόλπου, τον φλεβόκομβο (SA node). Το ηλεκτρικό αυτό σήμα

αρχικά διέρχεται από τους κόλπους, αναγκάζοντάς τους να συσταλούν και να ωθήσουν το αίμα προς τις κοιλίες της καρδιάς. Ύστερα, το ερέθισμα περνάει από τον κολποκοιλιακό κόμβο (AV node) και επιβραδύνεται κατά περίπου 0,12-0,20 δευτερόλεπτα. Τέλος, το ηλεκτρικό σήμα διέρχεται από το δεμάτιο του His (His bundle) και κατόπιν περνά μέσω των δύο σκελών, του δεξιού (Right bundle branch, RBB) και του αριστερού σκέλους (Left bundle branch, LBB), στις αντίστοιχες κοιλίες της καρδιάς με σκοπό τη συστολή τους για τη μεταφορά του αίματος στα περιφερικά όργανα. Ο καρδιακός ρυθμός, που κάνει χρήση της συγκεκριμένης ακολουθίας, ονομάζεται φλεβοκομβικός.



Εικόνα 3: Το Ερεθισματοαγωγό Σύστημα [2]

### 1.3 Καρδιακός Ρυθμός

Ο Καρδιακός ρυθμός ή αλλιώς καρδιακοί παλμοί αντιστοιχούν στο σύνολο των φορών που χτύπα η καρδιά κατά τη διάρκεια ενός λεπτού και συναντάται στην αγγλική βιβλιογραφία με τους ορούς Heart Rate (HR) και Beats Per Minute (BPM) αντίστοιχα. Το βιοσήμα αυτό είναι μια ζωτικής σημασίας φυσιολογική παράμετρος και αντανακλά την ταχύτητα με την οποία η καρδιά αντλεί αίμα σε όλο το σώμα. Ο φυσιολογικός καρδιακός ρυθμός σ' έναν υγιή ενήλικα, όταν βρίσκεται σε κατάσταση ηρεμίας κυμαίνεται μεταξύ 60-100 bpm.

#### 1.3.1 Τρόποι Μέτρησης Καρδιακού Ρυθμού (HR)

Η μέτρηση του καρδιακού ρυθμού μπορεί να πραγματοποιηθεί χρησιμοποιώντας μια πληθώρα μεθόδων όπως:

- **Η Ψηλάφηση Παλμού**, που μέσω ελαφριάς πίεσης με τα δάχτυλα σε ορισμένα σημεία του σώματος, όπως της ακτινικής αρτηρίας στο καρπό, της καρωτίδας στο λαιμό ή της μηριαίας αρτηρίας στη βουβωνική χώρα, γίνεται καταμέτρηση των

παλμών για συγκεκριμένη χρονική διάρκεια, συνήθως 15 ή 30 δευτερόλεπτα, και υστερά πολλαπλασιάζεται για τον υπολογισμό του bpm.

- **Η Ακρόαση με Στηθοσκόπιο**, που ο γιατρός ακροάζεται απευθείας τον καρδιακό ρυθμό και μετράει τους χτύπους ανά λεπτό.
- **Με Χρήση Ηλεκτροκαρδιογραφήματος (ΗΚΓ, electrocardiogram-ECG)**, που μέσω της τεχνικής αυτής γίνεται καταγραφή της ηλεκτρικής δραστηριότητας της καρδιάς και έπειτα μέσω λεπτομερούς ανάλυσης γίνεται ο ακριβής υπολογισμός του καρδιακού ρυθμού.
- **Με Χρήση Φωτοπληθυσμογραφίας (PPG)**, που ο προσδιορισμός του καρδιακού ρυθμού καθώς και του κορεσμού οξυγόνου στο αίμα πραγματοποιείται μέσω της μέτρησης των αλλαγών του όγκου στο αίμα.

Είναι σημαντικό να αναφερθεί ότι όλες οι προαναφερόμενες τεχνικές έχουν διαφορετικό βαθμό ακρίβειας καθώς και διαφορετικά πλεονεκτήματα μεταξύ τους. Στην παρούσα διπλωματική θα ασχοληθούμε με την τελευταία μέθοδο, την οποία και θα αναλύσουμε παρακάτω διότι ο αισθητήρας που χρησιμοποιείται στο κατασκευαστικό μέρος κάνει χρήση της φωτοπληθυσμογραφικής τεχνικής.

## 2 Παλμικό Οξύμετρο

### 2.1 Τι είναι το παλμικό οξύμετρο;

Το παλμικό οξύμετρο είναι μια ιατρική συσκευή μέσω της οποίας είναι εφικτή η μέτρηση του ποσοστού κορεσμού του οξυγόνου του αρτηριακού αίματος καθώς και του καρδιακού ρυθμού με μη επεμβατικό τρόπο [10], πράγμα που το κάνει ιδανικό για χρήση τόσο σε νοσοκομειακό ή ιατρικό περιβάλλον καθώς και από άτομα για την παρακολούθηση των επιπέδων οξυγόνου και του καρδιακού ρυθμού τους σε διάφορες καταστάσεις, όπως κατά τη διάρκεια της άσκησης ή του ύπνου.

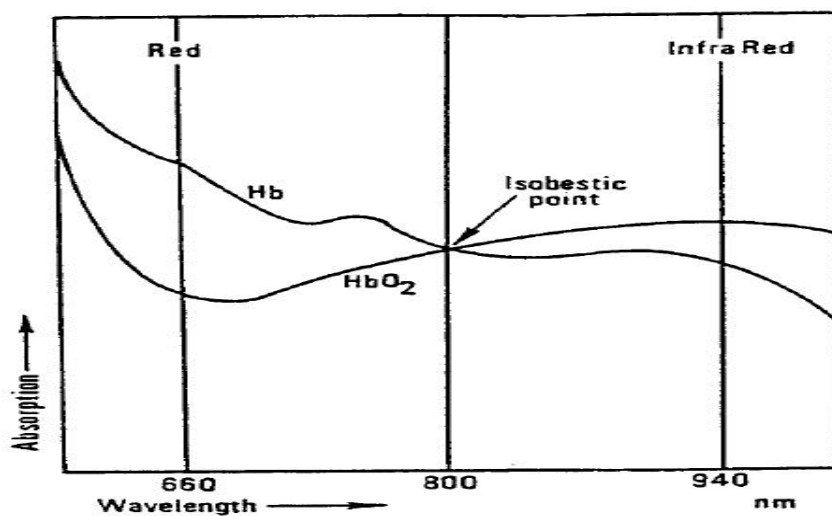


Εικόνα 4: Πιστοποιημένο παλμικό οξύμετρο μεγάλης ακρίβειας (αριστερά) και συμβατικό - εμπορικά διαθέσιμο παλμικό οξύμετρο (δεξιά)

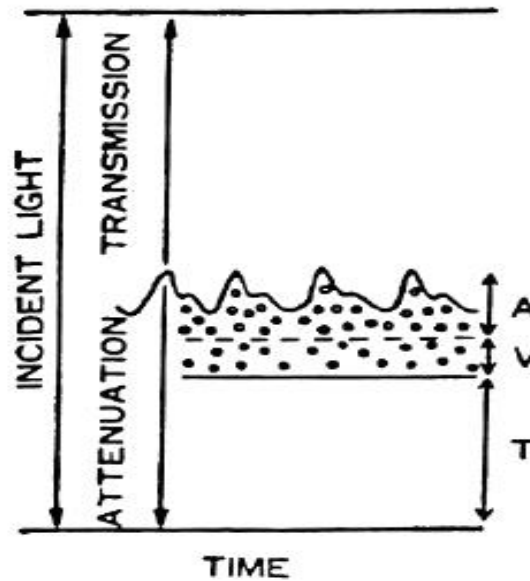
### 2.2 Μέτρηση Βιολογικών Παραμέτρων

Το παλμικό οξύμετρο πραγματοποιεί μετρήσεις κάνοντας χρήση της αρχής της φωτοπληθυσμογραφίας (PPG), η οποία περιλαμβάνει την εκπομπή φωτός, στο ερυθρό

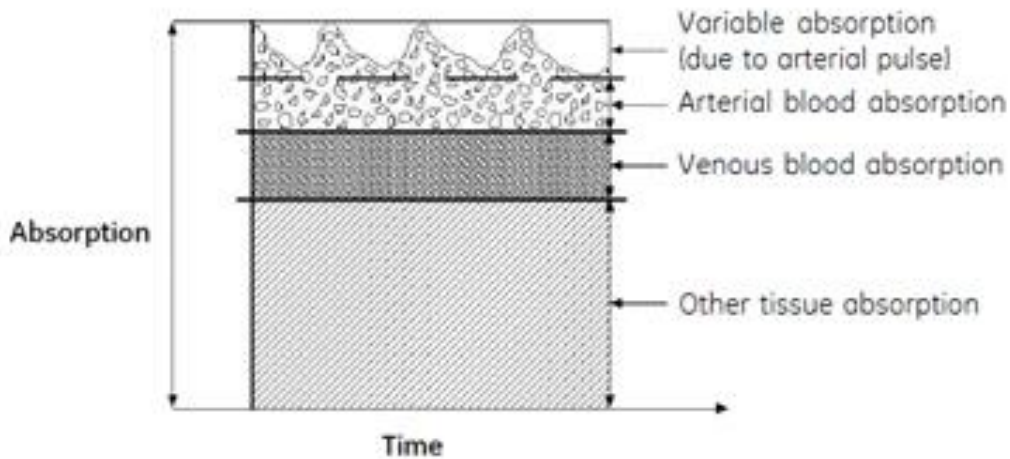
από 620 έως 750nm (συνήθως 660nm - ορατό φάσμα από το ανθρώπινο μάτι) καθώς, επίσης, και στο υπέρυθρο από 700nm έως 1mm (συνήθως 940nm - μη ορατό φάσμα από το ανθρώπινο μάτι), στους ιστούς του σώματος και ανιχνεύει την ποσότητα φωτός, η οποία απορροφάται από τα αιμοφόρα αγγεία. Υστερά, γίνεται ανάλυση των δεδομένων (επίπεδα φωτός), που ανιχνεύονται από τον αισθητήρα και υπολογίζεται το επίπεδο κορεσμού του οξυγόνου, το οποίο υποδεικνύει το ποσοστό της αιμοσφαιρίνης στο αρτηριακό αίμα. Η Εικόνα 5 δείχνει πως η απορρόφηση μιας πλήρους οξυγονωμένης (HbO<sub>2</sub>) και μη οξυγονωμένης αιμοσφαιρίνης (Hb) ενήλικα, μεταβάλλεται σε μήκη κύματος από 500-1000nm [5]. Μία τιμή SpO<sub>2</sub>, η οποία είναι περίπου ίση με τον κορεσμό της αρτηριακής αιμοσφαιρίνης (SaO<sub>2</sub>), καθορίζεται από τον λόγο της απορρόφησης της ενέργειας στα δύο μήκη κύματος. Για τη μέτρηση του καρδιακού ρυθμού γίνεται χρήση της προαναφερθείσας διαδικασίας, αναλύοντας, όμως, την παλμική φύση της ροής του αίματος. Η παλμική οξυμετρία υποθέτει ότι η εξασθένιση του φωτός από ένα μέρος του σώματος -πχ. δάκτυλο- μπορεί να χωριστεί στα τρία ανεξάρτητα στοιχεία που την επηρεάζουν -αρτηριακό αίμα, φλεβικό αίμα και ιστό- και φαίνονται στην Εικόνα 6. Το εύρος των μηκών κύματος στα οποία οι φασματοφωτομετρικές τεχνικές μπορούν να χρησιμοποιηθούν in-vivo περιορίζεται σε ένα παράθυρο μεταξύ 600-1300nm. Σε μήκη κύματος μικρότερα των 600nm η μελανίνη προκαλεί υψηλή απορρόφηση, ενώ στα μήκη κύματος μεγαλύτερα από 1300nm υπάρχει μεγάλη απορρόφηση λόγω του νερού στους ιστούς (Εικόνα 7) [11].



Εικόνα 5: Φάσματα απορρόφησης Hb και HbO<sub>2</sub>. Το ισοσεβεστικό (isobestic point) σημείο είναι το μήκος κύματος στο οποίο η απορρόφηση από τις δύο μορφές του μορίου είναι η ίδια. [3]



Εικόνα 6: Μετάδοση φωτός μέσω του δακτύλου όταν η εξασθένηση του φωτός προκαλείται από αρτηριακό αίμα (A), φλεβικό αίμα (V) και ιστοί (T) [3]



Εικόνα 7: Αναπαράσταση της απορρόφησης φωτός μέσω των διαφόρων ιστών που διασχίζονται διαδοχικά ως συνάρτηση του χρόνου. [4] [5]

### 2.2.1 Τι είναι η φωτοπληθυσμογραφία

Η φωτοπληθυσμογραφία (Photoplethysmography-PPG) είναι η μέτρηση της μεταβολής απορρόφησης (φασματοφωτομετρία απορρόφησης) ή της ανακλώμενης (φωτομετρία ανάκλασης) ακτινοβολίας στους ανθρώπινους ιστούς [12]. Μια τεχνική οπτικής μέτρησης, δηλαδή, που χρησιμοποιείται στην προκείμενη περίπτωση για την ανίχνευση ογκομετρικών αλλαγών του αίματος στην περιφερική κυκλοφορία. Είναι μια απλή μέθοδος με χαμηλό κόστος που οι μετρήσεις πραγματοποιούνται στην επιφάνεια του δέρματος με μη επεμβατικό τρόπο. Η ιδιαιτερότητα αυτή, της αναίμακτης μέτρησης είναι το σημαντικότερο πλεονέκτημα καθώς και η ειδοποιός διαφορά της τεχνικής αυτής από τη συμβατική αιματηρή μέτρηση των μεταβολών



όγκου στο αίμα. Το βιωσάμα που λαμβάνεται έχει ταυτόσημο όνομα με την τεχνική και συναντάται στη βιβλιογραφία ως PPG.

Με τη χρήση της φωτοπληθυσμογραφικής τεχνολογίας δίνεται η δυνατότητα για ανάπτυξη πολύτιμων ιατρικών γνώσεων που μπορούν να εφαρμοστούν σε διαφορετικά κλινικά σενάρια, συμπεριλαμβανομένης της μέτρησης του κορεσμού οξυγόνου, της αρτηριακής πίεσης, της παρακολούθησης της καρδιακής λειτουργίας και της ταυτοποίησης της νόσου των περιφερικών αγγείων.

Η μέθοδος της φωτοπληθυσμογραφίας με την πάροδο του χρόνου γίνεται όλο και πιο ελκυστική, καθώς η συνεχής ανάγκη για απλή, γρήγορη και μη κοστοβόρα τεχνολογία για την παροχή ιατρικής πληροφορίας αυξάνεται συνεχώς. Επιπροσθέτως, τόσο η ραγδαία ανάπτυξη στον τομέα των ηλεκτρονικών και πιο συγκεκριμένα των μικροηλεκτρονικών (Microelectronics), που από την πλευρά της έχει κάνει ευρεία και πολύ οικονομική τη διάθεση μικρών ημιαγωγικών διατάξεων μεγάλης ακριβείας, όσο, επίσης, και η σημαντική εξέλιξη στον τομέα της ανάλυσης σημάτων και εικόνων, έχουν συνδράμει αρκετά προς την εδραίωση αυτής της τεχνολογίας.

Σήμερα, η υλοποίηση της συγκεκριμένης τεχνολογίας γίνεται με τη χρήση συσκευών που ονομάζονται παλμικά οξύμετρα (pulse oximeters).

### 2.3 Ιστορική Εξέλιξη του Οξύμετρου

Η οπτική ποσοτικοποίηση του κορεσμού της αιμοσφαιρίνης σε ιστό που τροφοδοτείται με αίμα έγινε αρχικά γνωστή το 1932 και αποτέλεσε αντικείμενο σημαντικής επιστημονικής προσοχής ως ένα αρχικό στάδιο μιας μη επεμβατικής τεχνικής για την εξακρίβωση επαρκούς παροχής οξυγόνου σε έναν ιστό, με στόχο τη διασφάλιση της διαβίωσης του.

Το 1935 ο Carl Mathes επινόησε πρώτος τη μέτρηση του κορεσμού του οξυγόνου στο ανθρώπινο σώμα και διεξήγε τα πειράματά του χρησιμοποιώντας κόκκινα και πράσινα φίλτρα για τη μέτρηση των αλλαγών του όγκου αίματος σε ένα δάχτυλο. Παρατήρησε ότι φως συγκεκριμένων μηκών κύματος παρουσίαζε μερική απορρόφηση από το αίμα, όταν περνούσε μέσα από έναν ιστό. Αυτό είχε ως αποτέλεσμα την αποτύπωση μιας παλμικής κυματομορφής την οποία αντιστοίχησε σε αλλαγές στον όγκο του αίματος που σχετίζονται με τον καρδιακό κύκλο. Λόγω της δυσκολίας στη βαθμονόμηση και την αντιπροσώπευση της ροής του παλμού ο μεγαλύτερος περιορισμός της διάταξης ήταν η δυσκολία στην απόκτηση ακριβών τιμών.

Με την πάροδο των χρόνων η τεχνολογία της φωτοπληθυσμογραφίας εξελίχθηκε, κυρίως με γνώμονα τις ιατρικές εφαρμογές. Στα τέλη της δεκαετίας του 1930 η έλευση των ενισχυτών σωλήνων κενού καθώς και των παλμογράφων επέτρεψε τη μέτρηση και απεικόνιση της κυματομορφής του φωτοπληθυσμογράμματος με μεγαλύτερη ακρίβεια.

Σημαντικές εξελίξεις στον κλάδο της οξυμετρίας έλαβαν χώρα κατά τη διάρκεια του Β' παγκοσμίου πολέμου λόγω της διερεύνησης των υποξαιμικών προβλημάτων των αεροπόρων. Το πρωτότυπο του οξύμετρου κατασκευάστηκε από τον Glenn Allan Millikan το 1943 και δημοσιεύτηκε το 1949. Το πρωτότυπο αυτό ήταν μια μικρού όγκου οπτική συσκευή που τοποθετούταν στον λοβό του αυτιού και παρείχε μία εκτίμηση του κορεσμού του αίματος σε οξυγόνο. Αυτές οι πρώιμες και μη παλμικές

συσκευές, δεν μετρούσαν τον αληθή αρτηριακό κορεσμό εξαιτίας παρεμβολών από το φλεβικό και το τριχοειδικό αίμα. [6]

Το 1964 ο Robert Shaw κατασκεύασε ένα αυτοβαθμονομούμενο οξύμετρο αντιού απόλυτης ανάγνωσης, το οποίο έκανε χρήση οκτώ μηκών κύματος φωτός. Τα χρόνια που ακολούθησαν και μέχρι τα τέλη της δεκαετίας του 1960, οι ερευνητές άρχισαν να πειραματίζονται με τη χρήση διόδων εκπομπής φωτός (LED) ως πηγές φωτός για την εκπομπή του σήματος, καθώς και ειδικού τύπου ημιαγωγούς τις επονομαζόμενες φωτοδίοδους (photodiode) ως ανιχνευτικό μέσο, καθιστώντας έτσι την τεχνική πιο πρακτική και ταυτόχρονα πιο φορητή. [6]

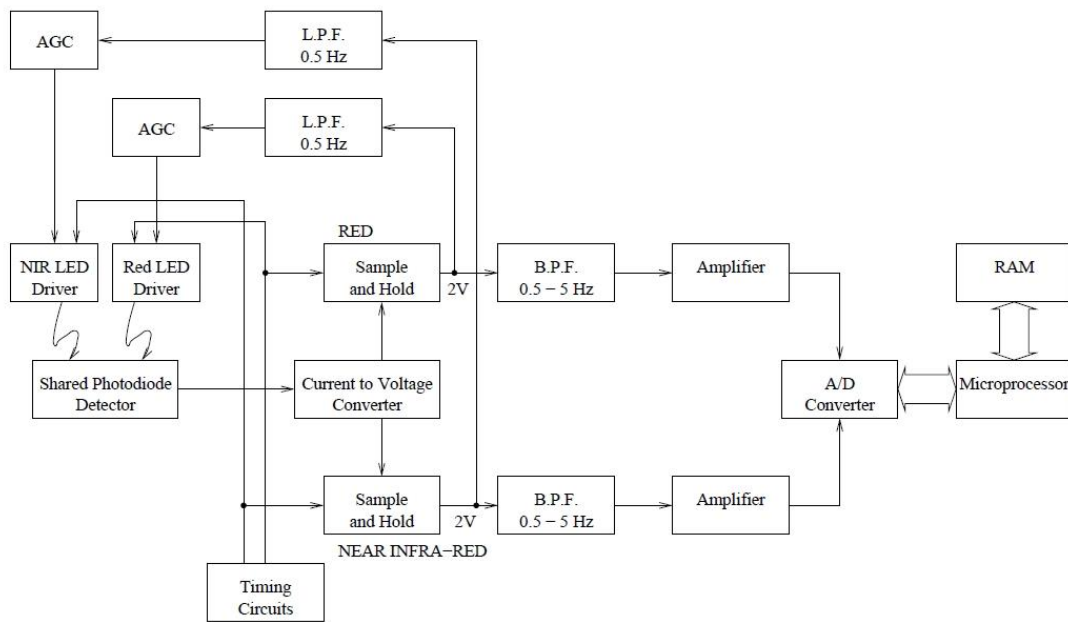
Το επόμενο σημείο σταθμός στην εξέλιξη της τεχνικής ήρθε με την εισαγωγή της παλμικής οξυμετρίας τη δεκαετία του 1970 χάρη στον Takuo Aoyagi και την ομάδα του, οι οποίοι ανέπτυξαν μια μέθοδο πρόβλεψης του αρτηριακού κορεσμού οξυγόνου (SpO<sub>2</sub>), μέσω της ανάλυσης του φάσματος απορρόφησης του ερυθρού και του υπέρυθρου φωτός διερχόμενου μέσω ενός παλλόμενου αρτηριακού αγγειακού δικτύου. Πιο συγκεκριμένα, το 1972 αναπτύχθηκε το πρώτο παλμικό οξύμετρο από τους Ιάπωνες βιομηχανικούς Takuo Aoyagi και Michio Kishi στην ιαπωνική κατασκευαστική εταιρία Nihon Kohden, με όνομα προϊόντος Ear Oximeter OLV-5100 κάνοντας χρήση της αναλογίας απορρόφησης κόκκινου και υπέρυθρου φωτός των παλλόμενων στοιχείων στο σημείο μέτρησης.

Σύμφωνα με αναφορές, τρία χρόνια αργότερα, το 1975 [7], ο χειρουργός Susumu Nakajima και οι συνεργάτες του έκαναν για πρώτη φορά κλινική δοκιμή της συσκευής σε ασθενείς. Ωστόσο, η εταιρία σταμάτησε την ανάπτυξη του παλμικού οξύμετρου και δεν υπέβαλε αίτηση για δίπλωμα ευρεσιτεχνίας εκτός της Ιαπωνίας. Αυτή η νομική έλλειψη από πλευράς της Nihon είχε ως αποτέλεσμα το 1977, η Αμερικάνικη εταιρία Minolta να κυκλοφορήσει το πρώτο εμπορικά διαθέσιμο παλμικό οξύμετρο ονόματι OXIMET MET-1471.

Σήμερα, όπως προαναφέρθηκε, τόσο λόγω της εξέλιξης στους τομείς των μικροηλεκτρονικών (όσον αφορά τη μείωση του κόστους, την ακρίβεια των αισθητήρων και τη σημαντική μείωση του μεγέθους τους), όσο και της καινοτομίας και ανάπτυξης στον τομέα της επεξεργασίας ψηφιακού σήματος, έχουν παίξει καθοριστικό ρολό στο ποσοστό διάδοσης της, το οποίο συναντάται στους αισθητήρες PPG στην καθημερινότητα ενσωματωμένους σε φορητές συσκευές, όπως έξυπνα ρολόγια (Smartwatches) και συσκευές παρακολούθησης της φυσικής κατάστασης (fitness trackers). Είναι επόμενο, λοιπόν, όλη αυτή η ανάπτυξη να έχει ωθήσει τα τελευταία χρόνια τους ερευνητές να επεκτείνουν το εύρος των εφαρμογών της φωτοπληθυσμογραφίας τόσο για την ανάπτυξη της συμβατικής παλμικής οξυμετρίας, όσο και πέραν αυτής. Η φωτοπληθυσμογραφία πλέον εκτός των άλλων χρησιμοποιείται για την εκτίμηση της αρτηριακής πίεσης, την παρακολούθηση του στρες και την ανάλυση του ύπνου.

## 2.4 Μέρη του παλμικού οξύμετρου

Στην επακόλουθη εικόνα παρουσιάζονται τα ηλεκτρονικά μέρη που απαρτίζεται ένα παλμικό οξύμετρο, ή όπως είναι γνωστά στην αγγλική βιβλιογραφία, block-diagram. Σε αυτό το κεφάλαιο θα γίνει, επίσης, ανάλυση της λειτουργίας, που επιτελεί το κάθε μέρος από αυτά.



Εικόνα 8α: Block-diagram παλμικού οξυμέτρου [6]

#### 2.4.1 Probe οξυμέτρου

Το Probe ενός οξυμέτρου είναι πρακτικά ένα μάνταλο το οποίο ασκεί συνεχή και ελεγχόμενη πίεση στο ανατομικό σημείο που παρεμβάλλεται μεταξύ των δυο πλευρών του και στεγάζει, ανάλογα με τον τύπο του, αποκλειστικά τα ηλεκτρονικά στοιχεία των εκπομπών φωτός καθώς και του φωτοανιχνευτή ή όλα τα ηλεκτρονικά στοιχεία της διάταξης. Υπάρχουν δυο κατηγορίες probe στα παλμικά οξυμετρα ανάλογα με το ανατομικό σημείο ενδιαφέροντος.

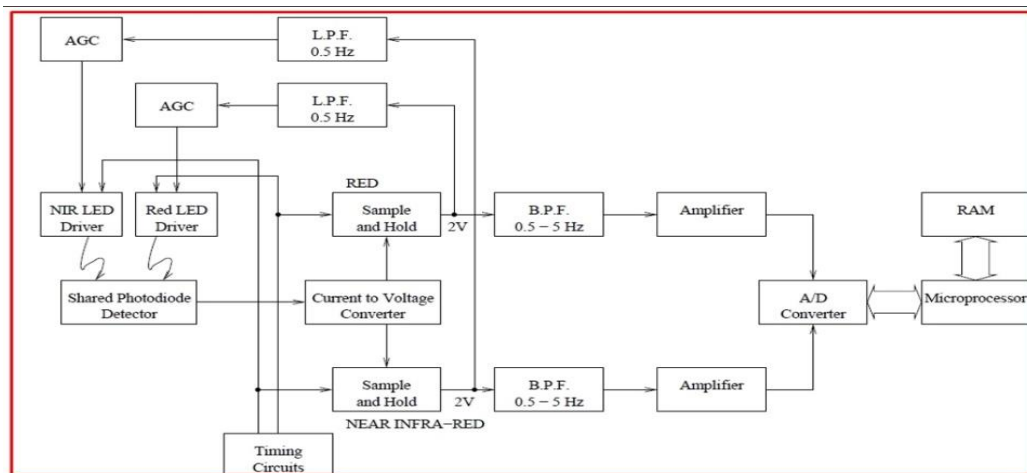
- Τα Probe, που τοποθετούνται στο δάχτυλο (finger probe), μπορούν να εμπεριέχουν μόνο τα ηλεκτρονικά στοιχεία των εκπομπών φωτός καθώς και του φωτοανιχνευτή ή να στεγάζουν στο εσωτερικό τους όλα τα ηλεκτρονικά στοιχεία που απαρτίζουν το παλμικό οξυμετρο καθιστώντας το μια ενιαία συμπαγή διάταξη. Ο βασικός σκοπός, όπως προαναφέρθηκε, είναι η εφαρμογή συνεχούς και ελεγχόμενης πίεσης στο δάχτυλο του εξεταζόμενου. Είναι το πιο διαδεδομένο είδος από τα δύο και χρησιμοποιείται κατά κύριο λόγο σε κλινικά περιβάλλοντα αλλά και για κατοίκων χρήση.



Εικόνα 9α: Finger probe που περιέχει όλα τα ηλεκτρονικά στοιχεία.



Εικόνα 9β: Finger probe που περιέχει τα ηλεκτρονικά στοιχεία των εκπομπών φωτός καθώς και του φωτοανιχνευτή.

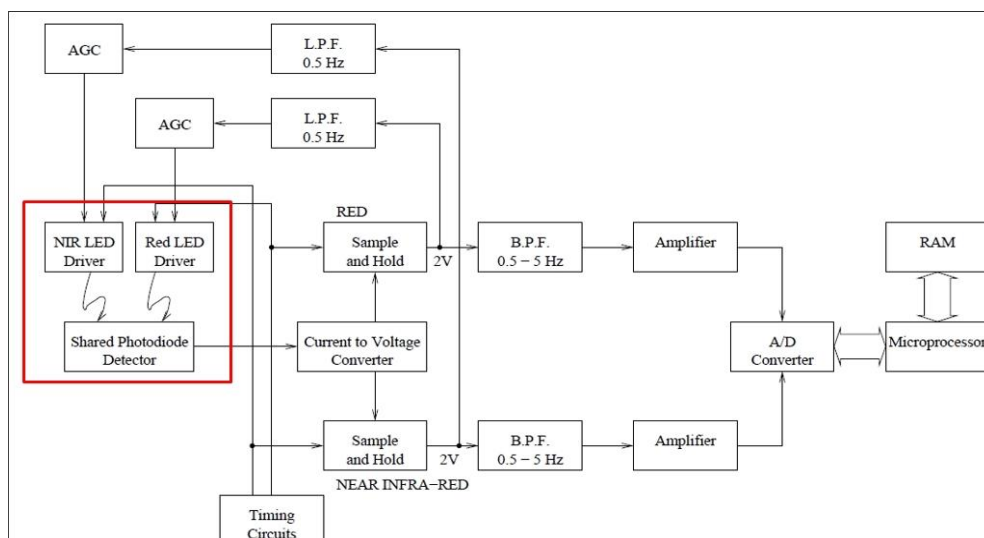


Εικόνα 8b: Μέρη ενδιαφέροντος στο Block Diagram για finger probe που περιέχει όλα τα ηλεκτρονικά στοιχεία. [6]

- Τα Probe που τοποθετούνται στο λοβό του αυτιού (ear probe) στεγάζουν μόνο τα ηλεκτρονικά στοιχεία των εκπομπών φωτός καθώς και τον φωτοανιχνευτή. Τα probe αυτά επιτελούν την ίδια ακριβώς λειτουργία με τα probe του δαχτύλου, παρόλα αυτά στην πράξη χρησιμοποιούνται σχεδόν αποκλειστικά όταν δεν είναι εφικτή η χρήση του probe δαχτύλου.



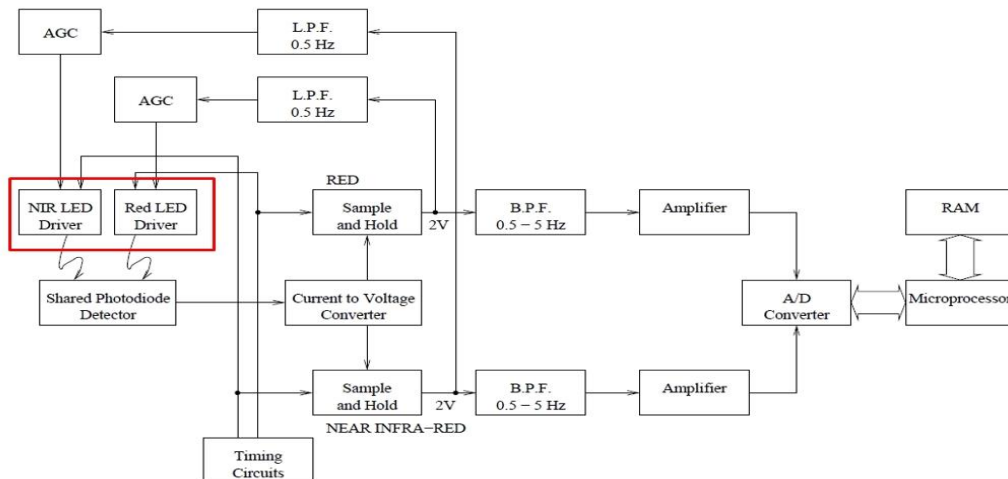
Εικόνα 10: Ear probe.



Εικόνα 8c: Μέρη ενδιαφέροντος στο Block Diagram για ear probe. [6]

### 2.4.2 Δίοδοι εκπομπής φωτός (LED - Light Emitting Diode)

Για την κατασκευή μικρού μήκους λειτουργικών probe είναι απαραίτητες μικροσκοπικές πηγές φωτός και ανιχνευτών. Τον ρολό αυτό έχουν οι δίοδοι εκπομπής φωτός ή Leds, όπως είναι ευρέως διαδεδομένοι, οι οποίες δίοδοι εκπέμπουν στο κόκκινο (RED) και στο κοντινό υπέρυθρο (NIR- Near InfraRed) μέρος του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος. Ωστόσο, λόγω της μειωμένης ισχύος, που μπορεί να ληφθεί από τα συμβατικά led, ένας υψηλής ευαισθησίας ανιχνευτής, όπως ένας φωτοπολλαπλασιαστικός σωλήνας, είναι απαραίτητος για την ανίχνευση μιας μικρής ποσότητας φωτός που διέρχεται μέσω του δακτύλου. Το παραπάνω πρόβλημα αντιμετωπίστηκε με την κατασκευή ειδικών κόκκινων LED ειδικά τροποποιημένων με εσωτερικά συστήματα φακών με σκοπό την παραγωγή υψηλότερης έντασης φωτός. Αντίστοιχα τα led NIR τροποποιήθηκαν με τέτοιο τρόπο, ώστε να πάλλονται, κάνοντας έτσι εφικτή την αύξηση της μέγιστης ισχύος που διατεθούν χωρίς να γίνει αύξηση της μέσης ισχύος. Η προαναφερθείσα τεχνολογία έκανε εφικτή την ανίχνευση του φωτός που μεταδίδεται μέσω του δακτύλου με έναν απλού τύπου φωτοανιχνευτή.



Εικόνα 8d: Μέρη ενδιαφέροντος στο Block Diagram. [6]

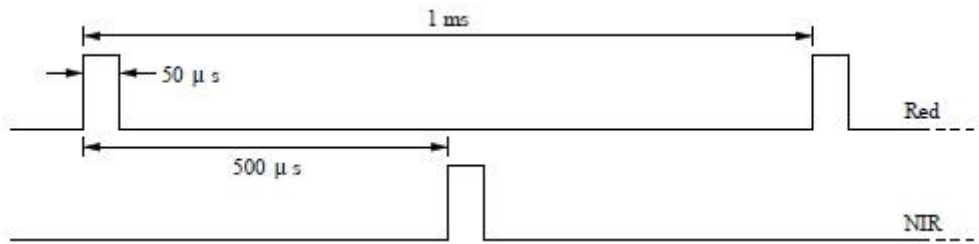
### 2.4.3 Κύκλωμα χρονισμού και παλμοδότησης

Το κύκλωμα χρονισμού και παλμοδότησης (Timing Circuits) κάνει χρήση του ευρέως διαδεδομένου ολοκληρωμένου χρονιστή 555, χάρη στον οποίο γίνεται εφικτή η οδήγηση- παλμοδότηση των LED σε προ τετελεσμένο χρόνο και για συγκεκριμένη διάρκεια. Στην παρακάτω εικόνα παρουσιάζονται τα σήματα χρονισμού των δυο φωτοδίοδων με τα ακόλουθα στοιχεία:

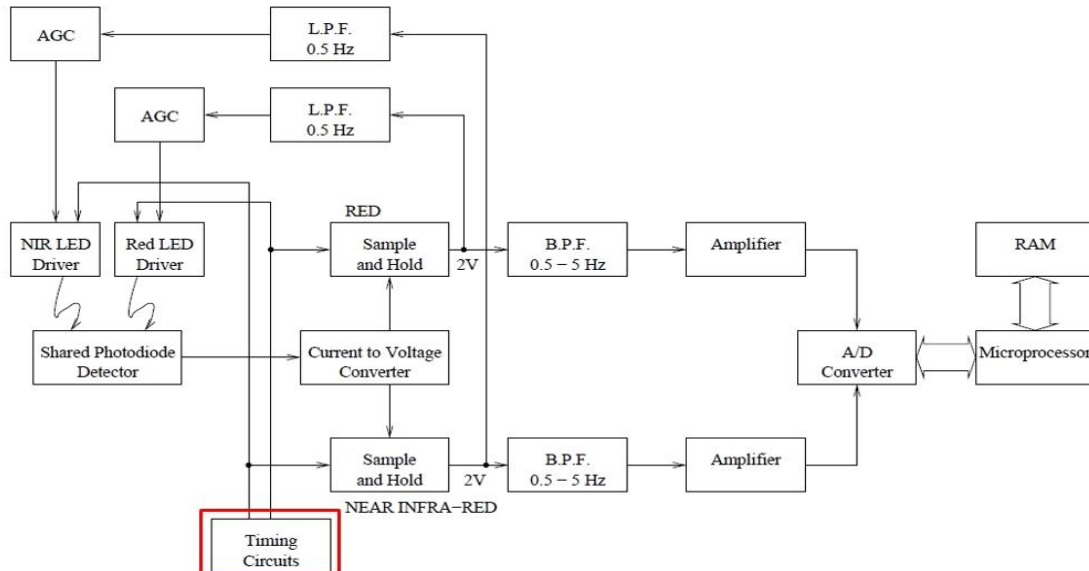
- Παλμός διέγερσης κόκκινου και NIR led: 50μs/ms
- Ρυθμός επανάληψης: 1kHz (κατάλληλη συχνότητα επανάληψης μιας και είναι πολύ μεγαλύτερη από τη μέγιστη συχνότητα του αρτηριακού παλμού έντασης μερικών Hz)

Όπως φαίνεται και στο block diagram, το κύκλωμα χρονισμού εκτός από την παλμοδότηση των LED είναι υπεύθυνο και για την παροχή παλμών ελέγχου για τα κυκλώματα δειγματοληψίας και συγκράτησης που θα αναλύσουμε παρακάτω.

## ΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΠΑΛΜΙΚΟΥ ΟΞΥΜΕΤΡΟΥ



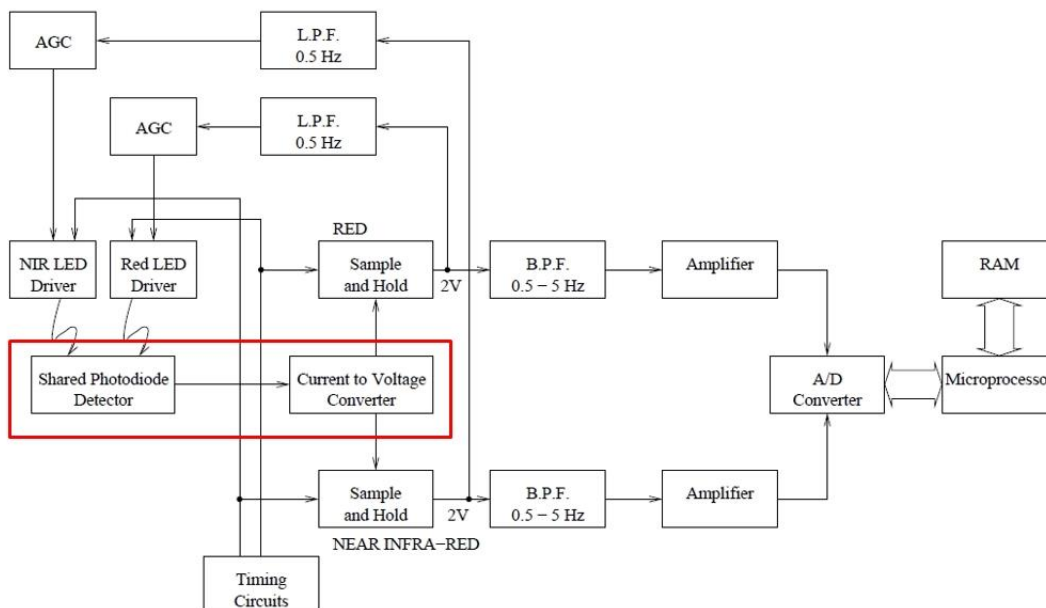
Εικόνα 11: Σήμα χρονισμού και παλμοδότησης LED. [6]



Εικόνα 8e: Μέρη ενδιαφέροντος στο Block Diagram. [6]

### 2.4.4 Φωτοανιχνευτής και κύκλωμα μετατροπής ρεύματος σε τάση

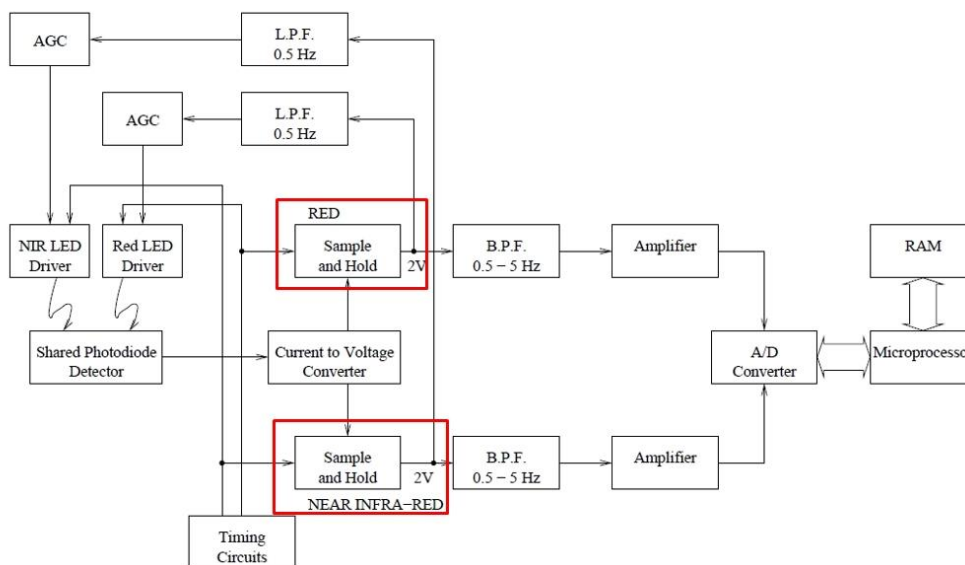
Ο φωτοανιχνευτής (Photodiode Detector) είναι μια συσκευή ημιαγωγών, συνήθως μία φωτοδίοδος ή μία διάταξη φωτοδίοδων, ο οποίος, όπως περιγράφει και η ίδια η λέξη, ανιχνεύει το φως που στη συγκεκριμένη περίπτωση μεταδίδεται μέσω ή ανακλάται από τον ιστό του ασθενούς και μέσω του μετατροπέα ρεύματος σε τάση (Current to Voltage Converter) μετατρέπει τις εντάσεις των δύο μηκών κύματος σε ηλεκτρική τάση - σήμα, ανάλογο της έντασης του προσπίπτοντος φωτός. Αυτό το σήμα στη συνέχεια επεξεργάζεται και αναλύεται από τις επόμενες διατάξεις του παλμικού οξύμετρου με σκοπό τον ακριβή προσδιορισμό του επιπέδου κορεσμού οξυγόνου. Ο φωτοανιχνευτής πρέπει να έχει μεγάλη ευαισθησία ώστε να ανιχνεύει με ακρίβεια μικρές αλλαγές στην ένταση του φωτός, καθώς επίσης και να λειτουργεί σε ένα ευρύ φάσμα συνθηκών φωτός περιβάλλοντος για να διασφαλίσει την αξιοπιστία των μετρήσεων.



Εικόνα 8f: Μέρη ενδιαφέροντος στο Block Diagram. [6]

### 2.4.5 Κύκλωμα δειγματοληψίας και συγκράτησης

Ύστερα από τη λήψη του σήματος από τον φωτοανιχνευτή και τη μετατροπή του σε ηλεκτρική τάση από το αντίστοιχο κύκλωμα, το σήμα περνά σε δυο πανομοιότυπα κυκλώματα δειγματοληψίας και συγκράτησης (Sample and Hold) με σκοπό την ανασύσταση του, μιας και το αποτέλεσμα εξόδου ενός ιδανικού τέτοιου κυκλώματος είναι ταυτόσημο με το σήμα στην είσοδο του. Κατά τη διαδικασία σύγκρισης των τιμών μεταξύ των δύο σημείων, η τιμή στην έξοδο πρέπει να παραμείνει αμετάβλητη σε σχέση με την τιμή που υπήρχε στην είσοδο πριν τη νέα παλμική διέγερση.



Εικόνα 8g: Μέρη ενδιαφέροντος στο Block Diagram. [6]

## 2.4.6 Φίλτρα

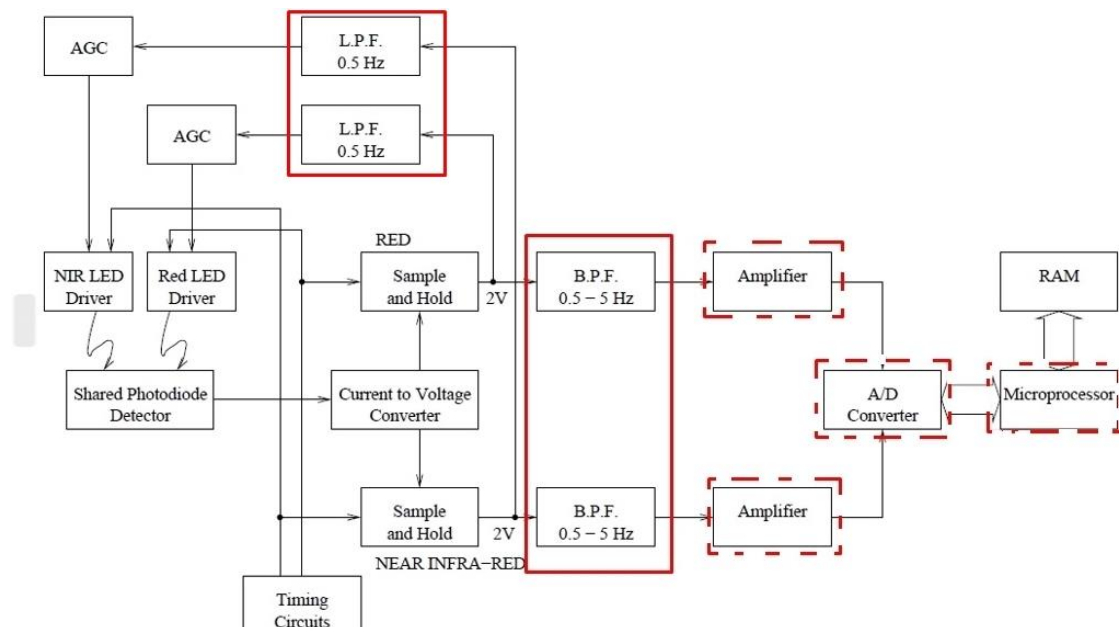
Τα αναλογικά ηλεκτρονικά φίλτρα, που συναντάμε στα παλμικά οξύμετρα, είναι ένας τύπος φίλτρου επεξεργασίας σήματος υπό τη μορφή ηλεκτρικού κυκλώματος και σκοπό έχουν να επιτρέψουν ή να περιορίσουν την έλευση ενός εύρους συχνοτήτων. Τα πιο κοινά φίλτρα είναι ακόλουθα:

- Υψηπερατό (High-pass, HPF)
- Βαθυπερατό ή Χαμηλοπερατό (Low-pass, LPF)
- Ζωνοπερατό (Band-pass, BPF)
- Ζωνοφρακτικό (Band-stop, BSF)

Η κυματομορφή PPG αποτελείται από το παλμικό (AC) στοιχείο (χρήσιμη πληροφορία), που αντικατοπτρίζει τις αλλαγές στον όγκο του αρτηριακού αίματος, καθώς επίσης και από το μη παλμικό (DC) στοιχείο (μη χρήσιμη πληροφορία), που σχετίζεται με την αιμάτωση των ιστών και τις ψευδενδείξεις (artifacts) κίνησης. Το AC στοιχείο αποτελεί μόλις το 0,1 με 2% του συνολικού σήματος και άρα το DC στοιχείο αντιστοιχεί σε ένα ποσοστό της τάξεως  $\geq 98\%$ .

Λόγω αυτού, οι έξοδοι των Sample and Hold κυκλωμάτων στη συνέχεια περνάνε από ένα ζωνοπερατό φίλτρο, με συχνότητες αποκοπής 0.5Hz έως και 5Hz, και από ένα χαμηλοπερατό φίλτρο, με συχνότητα αποκοπής 0.5Hz, με σκοπό την αφαίρεση των αρμονικών στοιχείων DC, γνωστά στη βιβλιογραφία ως DC component καθώς και την εξάλειψη του θορύβου κίνησης και υψηλής συχνότητας.

Τα σήματα, που προκύπτουν, αντιπροσωπεύουν έτσι τις καρδιακές πληροφορίες και στη μια περίπτωση ενισχύονται μέσω του ενισχυτή (Amplifier) περαιτέρω, πριν μετατραπούν σε ψηφιακή μορφή από τον κατάλληλο μετατροπέα (A/D Converter) με σκοπό τη μετέπειτα ανάλυση του από τον μικροεπεξεργαστή (Microprocessor).

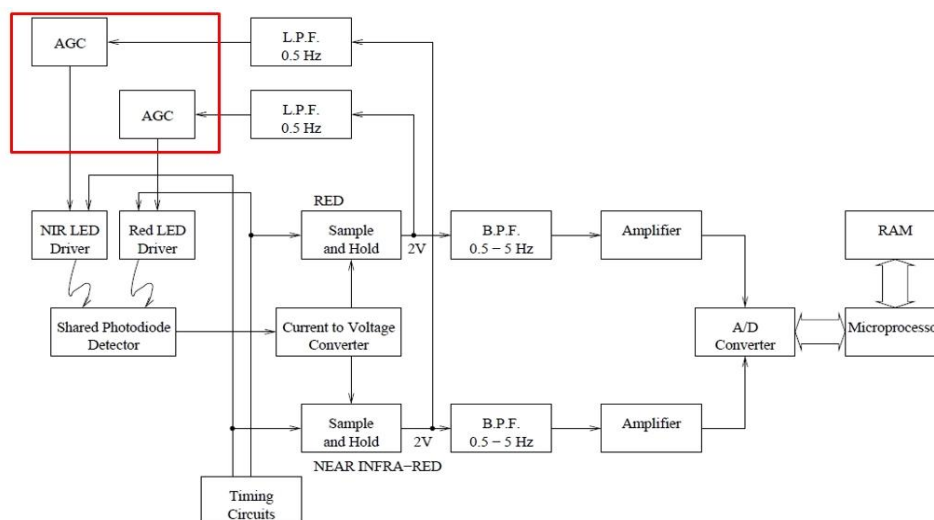


Εικόνα 8h: Μέρη ενδιαφέροντος στο Block Diagram. [6]



## 2.4.7 Κύκλωμα αυτόματου ελέγχου κέρδους

Οι δυο έξοδοι των Sample and Hold κυκλωμάτων, που περνάνε από το χαμηλοπερατό φίλτρο, καταλήγουν το καθένα στο αντίστοιχο κύκλωμα αυτόματου ελέγχου κέρδους (Automatic Gain Control, AGC) το οποίο προσαρμόζει την ένταση του φωτός για το εκάστοτε Led με τρόπο τέτοιο, ώστε το επίπεδο του DC στοιχείου να παραμένει σταθερό (πχ. 2V όπως βλέπουμε στο συγκεκριμένο block-diagram) ανεξαρτήτως του πάχους ή λοιπών επιδερμικών χαρακτηριστικών του δαχτύλου του εξεταζόμενου. Οι σημαντικότεροι λόγοι χρήσης του κυκλώματος AGC σε ένα παλμικό οξύμετρο είναι πρώτον, λόγω της ευκολίας σχεδιασμού του ενισχυτή που διαδέχεται το ζωνοπερατό φίλτρο, αυτό συμβαίνει επειδή το πλάτος του του AC ωφέλιμου σήματος είναι μεταξύ του προκαθορισμένου εύρους. Ο δεύτερος αλλά εξίσου σημαντικός λόγος χρήσης του είναι ότι μέσω αυτού οι τιμές των δυο LED μπορούν να τεθούν στην ίδια τιμή τάσης και ως εκ τούτου να αφαιρεθούν από την εξίσωση προσδιορισμού των βιολογικών ενδείξεων που χρησιμοποιεί ο μικροεπεξεργαστής.



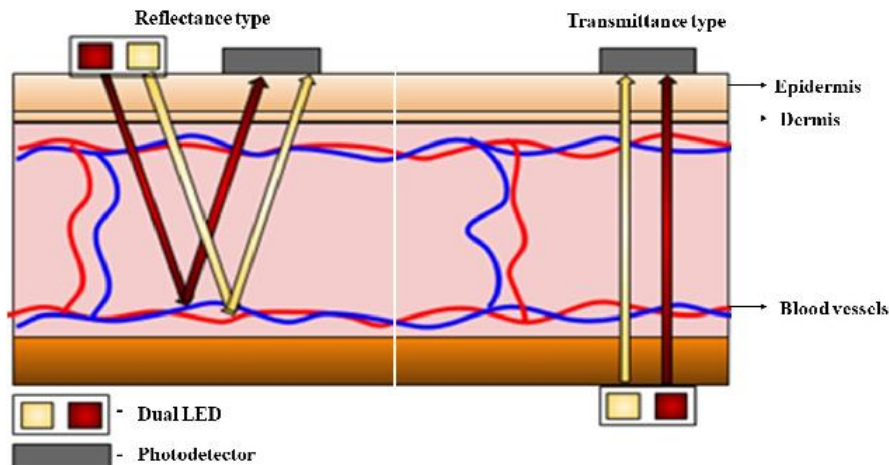
Εικόνα 8i: Μέρη ενδιαφέροντος στο Block Diagram. [6]

## 2.5 Είδη παλμικών οξύμετρων

Τα παλμικά οξύμετρα χωρίζονται σε δυο διαφορετικούς τύπους (Εικόνα 12) [8], τα παλμικά οξύμετρα μετάδοσης (Transmissive Pulse Oximeters) και τα ανακλαστικά παλμικά οξύμετρα (Reflective Pulse Oximeters), με παρόμοια αρχή λειτουργίας, αλλά με μικρή διαφορά στη διαρρύθμισή τους όσον αφορά την τοποθέτηση του αισθητήρα που χρησιμοποιούν για τη μέτρηση του κορεσμού οξυγόνου και του καρδιακού ρυθμού.

Τα παλμικά οξύμετρα μετάδοσης χρησιμοποιούν μια διάταξη αισθητήρα διπλού μήκους κύματος που αποτελείται από έναν πομπό φωτός και έναν φωτοανιχνευτή. Ο εκπομπός φωτός εκπέμπει συγκεκριμένα μήκη κύματος φωτός (κόκκινο στα 640nm και υπέρυθρο στα 940nm) στον υπό εξέταση ιστό. Τα εκπεμπόμενα αυτά κύματα φωτός διαπερνούν αρχικά τον ιστό και τα αιμοφόρα αγγεία και κατευθύνονται προς την απέναντι πλευρά όπου και καταλήγουν στον φωτοανιχνευτή. Ο φωτοανιχνευτής με τη σειρά του προσμετρά τη διαφορά στην ένταση του φωτός που λαμβάνει λόγω της

αλληλεπίδρασης του εκπεμπόμενου φωτός με την οξυγονωμένη και αποοξυγονωμένη αιμοσφαιρίνη στο αίμα. Μέσω της ανάλυσης στη διαφορική απορρόφηση του φωτός σε διαφορετικά μήκη κύματος, τα παλμικά οξύμετρα μετάδοσης μπορούν να εκτιμήσουν με ακρίβεια το επίπεδο κορεσμού οξυγόνου και τον καρδιακό ρυθμό του ατόμου. Η σωστή τοποθέτηση του δάχτυλου ή του λοβού του αυτιού στον αισθητήρα καθώς και ο περιορισμός της κίνησης είναι απαραίτητα για τη διασφάλιση της βέλτιστης μετάδοσης του φωτός και την αξιοπιστία των μετρήσεων. Αυτός ο τύπος οξύμετρου χρησιμοποιείται ευρέως σε κλινικά περιβάλλοντα για παρακολούθηση σε πραγματικό χρόνο της κατάστασης οξυγόνωσης και της καρδιακής λειτουργίας των ασθενών.



Εικόνα 12: Τύποι παλμικής οξύμετρίας. Ανάκλασης (αριστερά) και Μετάδοσης (δεξιά) . [7]

Τα ανακλαστικά παλμικά οξύμετρα χρησιμοποιούν μια διάταξη αισθητήρα μονού ή διπλού μήκους κύματος που αποτελείται όπως ακριβώς και στα παλμικά οξύμετρα μετάδοσης από έναν πομπό φωτός και έναν φωτοανιχνευτή με τα ίδια τεχνικά χαρακτηριστικά αλλά με ειδοποιό διαφορά ότι στη συγκεκριμένη διάταξη τα δύο αυτά στοιχεία ενσωματώνονται σε έναν ενιαίο αισθητήρα. Το ανιχνευόμενο σήμα είναι το ανακλώμενο φως, και η μορφή του είναι ανεστραμμένη σε σχέση με την οξύμετρία απορρόφησης. Ένα από τα βασικά προβλήματα στον σχεδιασμό του ανιχνευτή είναι η εμπρόσθια σκέδαση του φωτός από τους ιστούς, με αποτέλεσμα το ανακλώμενο σήμα να περιέχει μικρή πληροφορία (ένταση) και μεγάλη διασπορά [12]. Με την τοποθέτηση του αισθητήρα σε κατάλληλο ανατομικό σημείο του σώματος, όπως το μέτωπο ή την άκρη του δαχτύλου, ο εκπομπός εκπέμπει φως που διέρχεται μέσω του δέρματος και των υποκείμενων ιστών και στη συνέχεια μέσω της ανάκλασης του φωτός, επιστρέφει προς την πλευρά του αισθητήρα κατευθυνόμενος στον φωτοανιχνευτή. Ο φωτοανιχνευτής με τη σειρά του συλλαμβάνει και μετρά την ένταση του ανακλώμενου φωτός και μέσω των αλλαγών, που έχει υποστεί λόγω της απορρόφησης του από το οξυγονωμένο και αποοξυγονωμένο αίμα, είναι σε θέση να εξάγει ακριβείς μετρήσεις του κορεσμού οξυγόνου καθώς και του καρδιακού ρυθμού. Αυτός ο τύπος οξύμετρου δεν χρησιμοποιείται τόσο συχνά σε κλινικά περιβάλλοντα, παρόλα αυτά ο τύπος του αισθητήρα του προσφέρει σημαντικό πλεονέκτημα όσον αφορά τη φορητότητα και τη φιλικότητα προς τον χρήστη, καθώς δίνει τη δυνατότητα σε συσκευές, όπως τα έξυπνα κινητά τηλεφώνά (smartphones) να κάνουν χρήση αυτής της αρχής μέσω της οπίσθιας κάμερας και του φλας για να

αναπαράγουν την προαναφερθείσα διαδικασία. Ένα εξίσου σημαντικό πλεονεκτήματα της μεθόδου αποτελεί η δυνατότητα ανάρτησης των ανιχνευτών σε διαφορετικά σημεία από τα άκρα (πχ μέτωπο), όπου οι ψευδενδείξεις της κίνησης των άκρων μειώνονται [12].

Η επιλογή μεταξύ των δυο διαφορετικών τύπων παλμικής οξύμετρίας εξαρτάται εξολοκλήρου από την προβλεπόμενη χρήση και τις ειδικές απαιτήσεις του σεναρίου παρακολούθησης. Για την εκπόνηση του κατασκευαστικού μέρους της συγκεκριμένης διπλωματικής εργασίας θα χρησιμοποιήσουμε τον αισθητήρα MAX30102 της MH-ET LIVE που κάνει χρήση της τεχνικής ανάκλασης.

## 2.6 Βαθμονόμηση παλμικού οξύμετρου

Τα αρχικά παλμικά οξύμετρα, που αναπτύχθηκαν, έκαναν χρήση μίας εξίσωσης στον νόμο του Beer-Lambert [9][13] για τον υπολογισμό των τιμών αρτηριακού κορεσμού οξυγόνου (SaO<sub>2</sub>). Λόγω του ότι ο νόμος του Beer-Lambert δεν λαμβάνει υπόψη την πολλαπλή σκέδαση του φωτός από τα ερυθρά αιμοσφαίρια αυτό έχει ως αποτέλεσμα η επίδραση της σκέδασης να εξισορροπείται μερικώς, καθώς η σκέδαση ποικίλει ανάλογα με το μήκος κύματος. Εξαιτίας της μεγάλης απόκλισης των μετρήσεων με τις πραγματικές τιμές, τα περισσότερα παλμικά οξύμετρα πλέον αντί να τροποποιήσουν τη θεωρία, προκειμένου να ληφθεί υπόψη η σκέδαση του φωτός, έχουν βρει έναν άλλο καθαρά πρακτικό τρόπο να υπερπηδήσουν αυτό το εμπόδιο κάνοντας χρήση πινάκων αναζήτησης (look-up tables) προερχομένων από μελέτες βαθμονόμησης σε μεγάλο αριθμό υγιών εθελοντών των οποίων ο κορεσμός οξυγόνου μετρήθηκε επεμβατικά [5].

## 3 Κατασκευή διάταξης παλμικού οξύμετρου

### 3.1 Εξαρτήματα που χρησιμοποιήθηκαν

Για την υλοποίηση του κατασκευαστικού μέρους της διπλωματικής εργασίας έγινε χρήση των εξαρτημάτων που αναγράφονται παρακάτω.

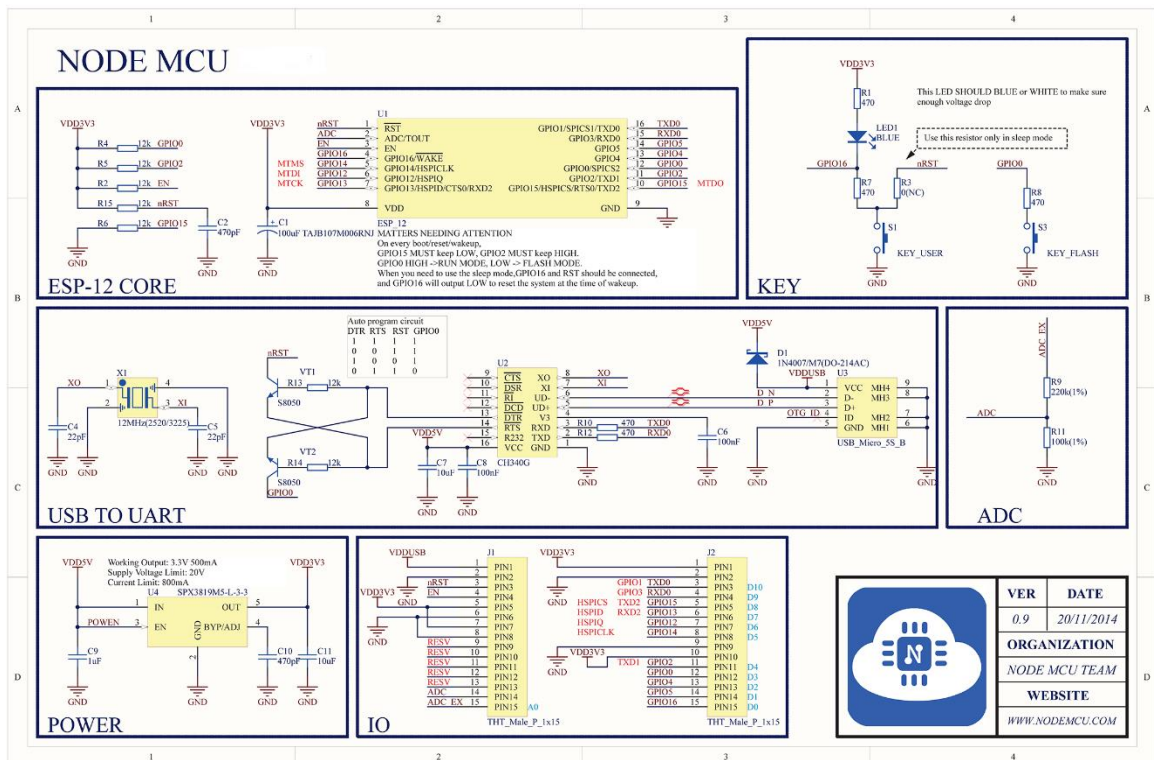
Κατηγορία	Εξαρτήματα	Ποσότητα	Κόστος (€)
Μικροεπεξεργαστής	NodeMCU	1	6,2
Τροφοδοσία	Power Supply Module	1	1,36
	Polymer Lithium Ion Battery - 3.7v 1200mAh	1	8,2
	Slide Switch + Push Buttons	3	0,3
	MT3608 Step-Up converter	1	1
Αισθητήρας	IC MAX30102	1	10,9
Οθόνη	Graphic LCD 84x48 - Nokia 5110	1	5,8
			33,76

Πίνακας 1: Εξαρτήματα που χρησιμοποιήθηκαν.

### 3.2 Ανάλυση των εξαρτημάτων

#### 3.2.1 NodeMCU

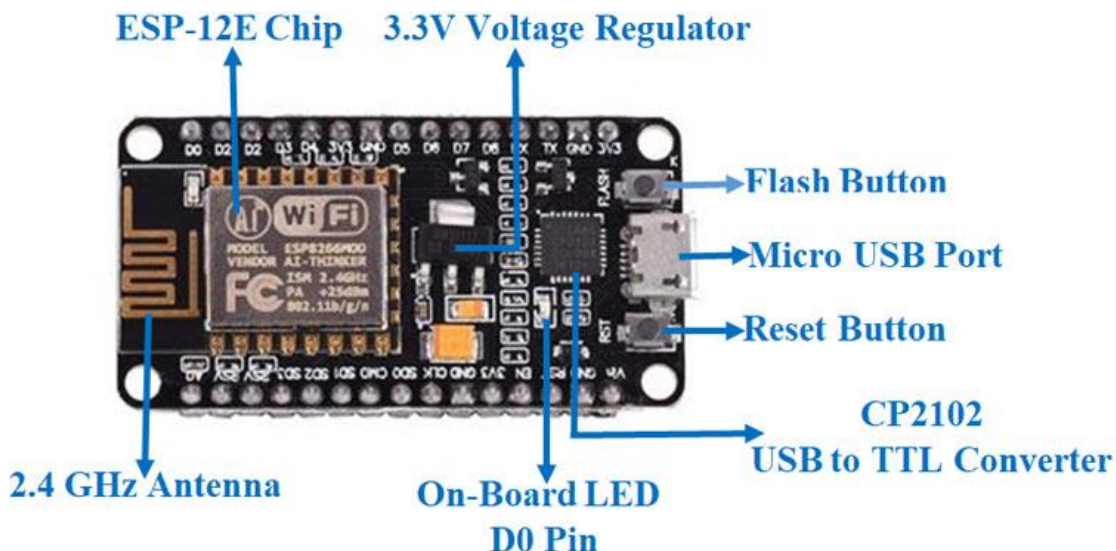
Το NodeMCU είναι μια πλατφόρμα ανάπτυξης ανοιχτού κώδικα. Περιλαμβάνει υλικολογισμικό που λειτουργεί στο ESP8266 Wi-Fi SoC της Espressif Systems και υλικό που βασίζεται στη μονάδα ESP-12. Ο όρος "NodeMCU" από προεπιλογή αναφέρεται στο υλικολογισμικό και όχι στα κιτ προγραμματισμού. Το NodeMCU περιλαμβάνει μονάδα μικροελεγκτή (MCU) και ενσωματωμένες δυνατότητες Wi-Fi, καθιστώντας την κατάλληλη για τη σύνδεση συσκευών και αισθητήρων στο διαδίκτυο, κάνοντας την έτσι έναν εύκολο και φθηνό τρόπο δημιουργίας IoT εφαρμογών (Internet of Things). Η πλακέτα περιλαμβάνει επίσης μετατροπέα USB σε σειριακό, για προγραμματισμό και εντοπισμό σφαλμάτων, καθώς και ακίδες GPIO (Γενικής Είσοδος/Εξοδος) που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τη σύνδεση και τον έλεγχο διαφόρων αισθητήρων, ενεργοποιητών και άλλων ηλεκτρονικών εξαρτημάτων. Το NodeMCU υποστηρίζει τη γλώσσα δέσμης ενεργειών Lua, επιτρέποντας στους προγραμματιστές να γράφουν κώδικα απευθείας στη διάταξη, χωρίς την ανάγκη εξωτερικού μικροελεγκτή ή πλακέτας ανάπτυξης. Η δυνατότητα προγραμματισμού της διάταξης σε γλώσσα C++ χρησιμοποιώντας το πρόγραμμα Arduino IDE είναι επίσης εφικτή και είναι ο τρόπος κατά τον οποίο έγινε η σύνταξη του κώδικα για τη συγκεκριμένη εφαρμογή. Στην Εικόνα 13 παρακάτω παρουσιάζεται το διάγραμμα κυκλώματος (circuit-diagram) του NodeMcu.



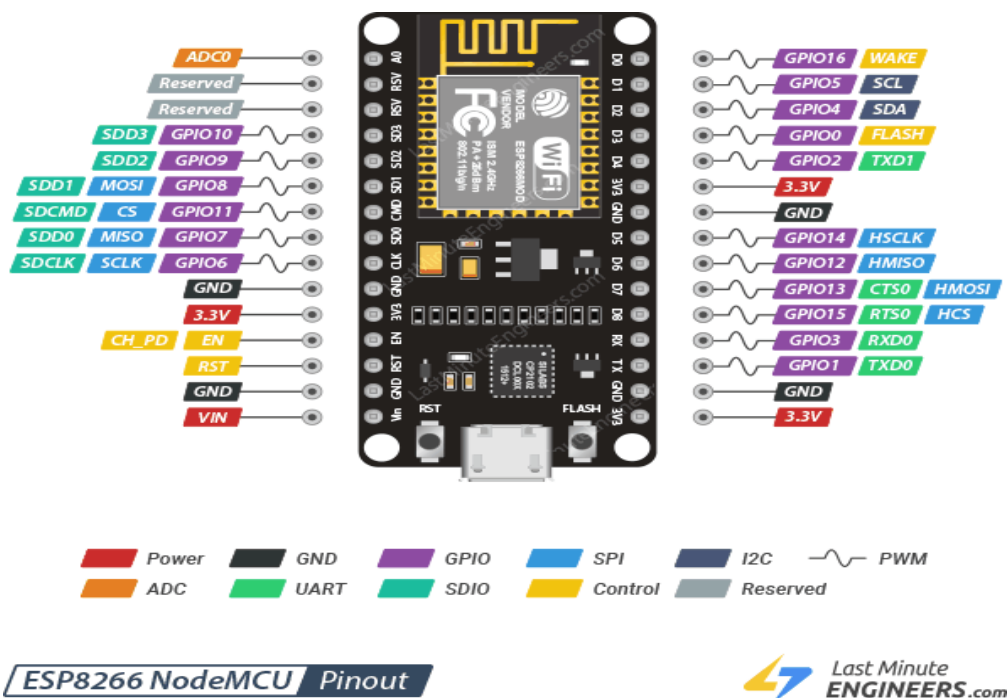
Εικόνα 13: Circuit-diagram του NodeMcu. [8]

### 3.2.1.1 Επεξήγηση επιμέρους τμημάτων του NodeMcu

Στις εικόνες που ακολουθούν, παρουσιάζονται τα επιμέρους τμήματα του NodeMcu (Εικόνα 14) καθώς και το διάγραμμα της διάταξη των ακίδων (pinout) και τις λειτουργίες που επιτελούν (Εικόνα 15).



Εικόνα 14: Επιμέρους τμήματα του NodeMcu. [9]



Εικόνα 15: Pinout του NodeMcu.[10]

Τα βασικά τεχνικά χαρακτηριστικά του NodeMcu είναι τα ακόλουθα [15]:

- Microcontroller: ESP8266EX (32-bit Tensilica L106 RISC processor)
- CPU Frequency: 80 MHz (μπορεί να υπερχρονιστεί μέχρι τα 160 MHz)

- Flash Memory: 4MB (32Mbit)
- RAM: 64KB (μπορεί να επεκταθεί κάνοντας χρήση εξωτερικής SPI RAM)
- Wi-Fi: Ενσωματωμένο 802.11 b/g/n (2.4 GHz) Wi-Fi module με υποστήριξη για STA/AP/STA+AP modes
- GPIO Pins: 11 GPIO pins, που μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως είσοδοι-έξοδοι, PWM, I2C, SPI.
- Analog Input: 1x 10-bit ADC pin εισόδου δεδομένων
- UART: 1x UART διεπαφή συριακής επικοινωνίας
- USB: Micro USB θύρα για τροφοδότηση και προγραμματισμό
- Power Supply: 5V μέσω USB ή του pin Vin (μετατρέπεται σε 3,3V μέσω του μετατροπέα τάσης πάνω στη διάταξη)
- Operating Voltage: 3.3V
- Onboard LED: LED ενσωματωμένο στην πλακέτα το οποίο είναι συνδεδεμένο με το GPIO2

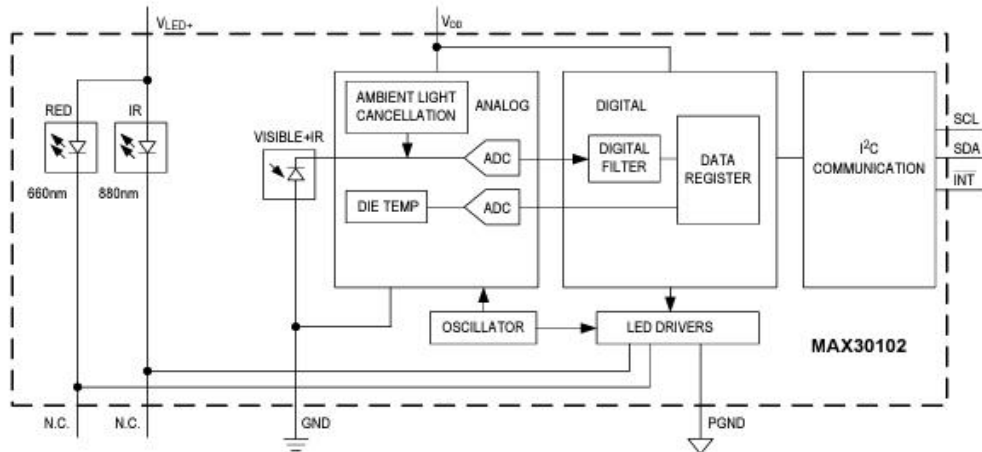
### 3.2.2 MAX30102

Ο MAX30102 (ο διάδοχος του MAX30100) είναι ένας βιομετρικός αισθητήρας plug-and-play χαμηλής κατανάλωσης που βασίζεται στο πρότυπο επικοινωνίας I2C και συνδυάζει δύο LED, έναν φωτοανιχνευτή, βελτιστοποιημένα συστήματα οπτικής και επεξεργασία αναλογικού σήματος χαμηλού θορύβου για την ανίχνευση σημάτων παλμικής οξυμετρίας (SpO<sub>2</sub>), καρδιακού ρυθμού (HR) και θερμοκρασίας [16]. Ο πιο συνήθης κατασκευαστής της συγκεκριμένης διάταξης αισθητήρα είναι η Sparkfun η οποία έχει κατασκευάσει μια βιβλιοθήκη κώδικα στο Arduino IDE, τον οποίο και θα τροποποιήσουμε καταλληλά ώστε να χρησιμοποιήσουμε με τον αισθητήρα της MH-ET LIVE που διαθέτουμε εμείς. Ο λόγος της επιλογής του συγκεκριμένου βιομετρικού αισθητήρα σε σχέση με της Sparkfun οφείλεται τόσο στη διαθεσιμότητα του όσο και στο μειωμένο κόστος του.

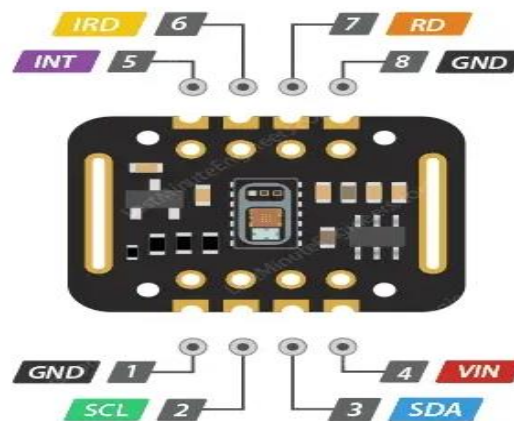
#### 3.2.2.1 Επισκόπηση Hardware του MAX30102

Στην Εικόνα 16 παρουσιάζεται το λειτουργικό διάγραμμα (functional diagram) του ανιχνευτή και παρακάτω στην Εικόνα 17 παρουσιάζεται το pinout του MAX30102 καθώς και κάποιες διευκρινίσεις των pin του.

## ΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΠΑΛΜΙΚΟΥ ΟΞΥΜΕΤΡΟΥ



Εικόνα 16: Λειτουργικό διάγραμμα του MAX30102. [11]



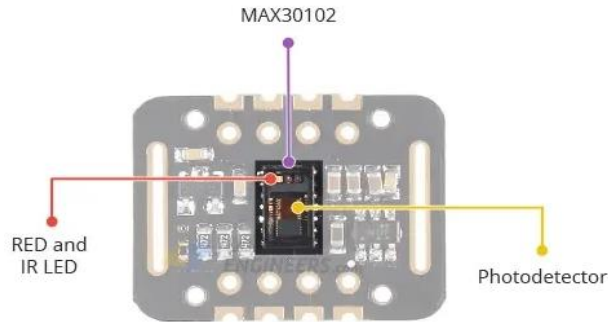
Εικόνα 17: Pinout του MAX30102. [12]

Οι έξοδοι του MAX30102 αντιστοιχούν σε:

- GND: γείωση της διάταξης
- SCL: είναι το clock pin σύμφωνα με το πρότυπο επικοινωνίας I2C
- SDA: είναι το data pin σύμφωνα με το πρότυπο επικοινωνίας I2C
- VIN: Τροφοδοσία της διάταξης (Δυνατότητα σύνδεσης με 3,3 ή 5v)
- INT: Pin Διακοπής (Δυνατότητα προγραμματισμού διακοπής για κάθε παλμό)
- IRD: Ενσωματωμένο ένα πρόγραμμα οδήγησης LED για την παλμοδότηση του LED για μετρήσεις SpO2 και HR.
- RD: Ενσωματωμένο ένα πρόγραμμα οδήγησης LED για την παλμοδότηση του LED για μετρήσεις SpO2 και HR

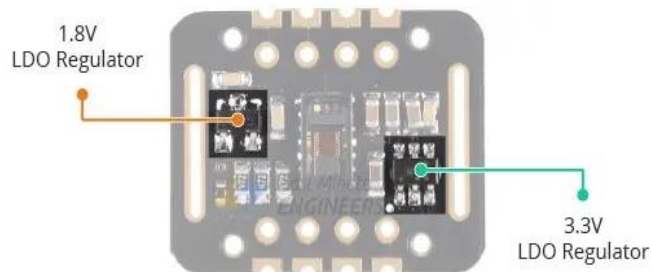
Στις Εικόνες 18a-c γίνεται μία συνοπτική επισκόπηση του υλισμικού του (hardware). Όπως βλέπουμε, λοιπόν, στην Εικόνα 18a, πίσω από το γυάλινο παράθυρο στη μία πλευρά, ο MAX30102 έχει δύο LED – ένα κόκκινο και ένα IR LED. Στην άλλη πλευρά υπάρχει ένας πολύ ευαίσθητος φωτοανιχνευτής. Η απλοποιημένη μορφή του τρόπου λειτουργίας του είναι η ενεργοποίηση ενός μόνο LED κάθε φορά, ανιχνεύοντας έτσι την ποσότητα φωτός που ανακλάται πίσω στον ανιχνευτή και με βάση αυτό το ποσοστό, γίνεται η μέτρηση του επιπέδου οξυγόνου στο αίμα και του καρδιακού ρυθμού.

## ΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΠΑΛΜΙΚΟΥ ΟΞΥΜΕΤΡΟΥ



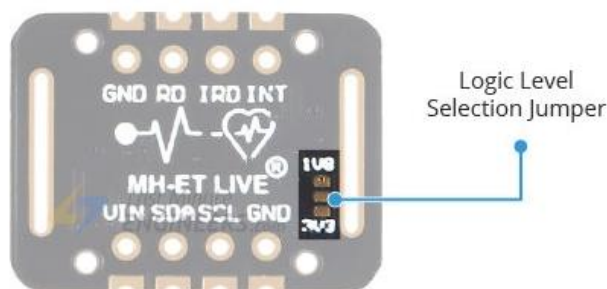
Εικόνα 18a: Θέση αισθητήρα MAX30102, φωτοδιόδων και φωτοανιχνευτή. [12]

Η διάταξη απαιτεί δύο διαφορετικές τάσεις τροφοδοσίας: 1,8 V για το ενσωματωμένο κύκλωμα (integrated circuit - IC) και 3,3 V για τα κόκκινα και υπέρυθρα LED. Έτσι το ολοκληρωμένο έρχεται με ρυθμιστές τάσης για τα 3,3V και 1,8V αντίστοιχα (Εικόνα 18b).



Εικόνα 18b: Low DropOut (LDO) Σταθεροποιητές τάσης. [12]

Στο πίσω μέρος της διάταξης βρίσκεται ένας βραχυκυκλωτήρας συγκόλλησης (solder jumper) που μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την επιλογή μεταξύ 3,3V και 1,8V δυναμικό λογικής (logic level). Από προεπιλογή το δυναμικό λογικής είναι στα 3,3 V το οποίο είναι συμβατό με τα λογικά επίπεδα για το Arduino. Η επιλογή του επιπέδου λογικής 1,8V μπορεί να πραγματοποιηθεί βραχυκυκλώνοντας τα σημεία επαφής που φαίνονται στην Εικόνα 18c. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα την επιτυχή διασύνδεση με οποιονδήποτε μικροελεγκτή με I/O λογικής 5V, 3,3V, ακόμη και 1,8V.



Εικόνα 18c: Επιλογέας logic level. [12]



### 3.2.3 Οθόνη LCD

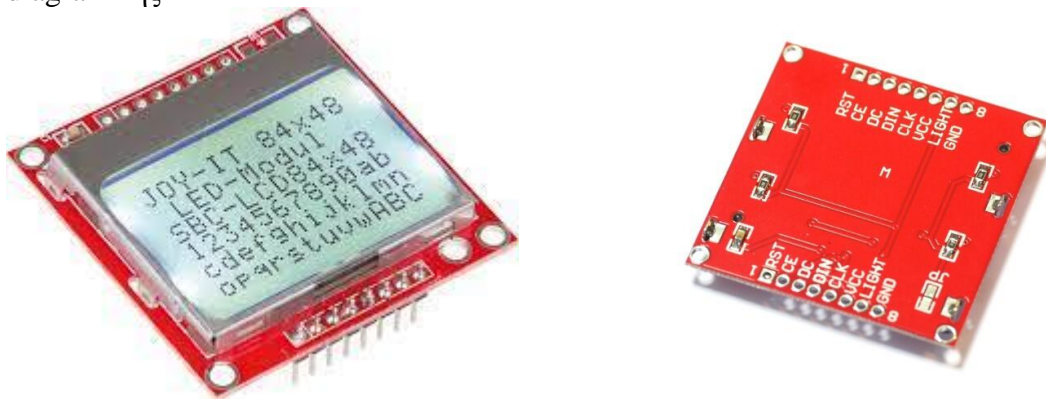
Η οθόνη υγρών κρυστάλλων (Liquide Crystal Display, LCD) είναι μια επίπεδη οθόνη που χρησιμοποιεί τις ιδιότητες διαμόρφωσης φωτός υγρών κρυστάλλων σε συνδυασμό με πολωτές. Οι υγροί κρύσταλλοι δεν εκπέμπουν απευθείας φως [18] αλλά χρησιμοποιούν οπίσθιο φωτισμό ή ανακλαστήρα για την παραγωγή έγχρωμων ή μονόχρωμων εικόνων. Η δημιουργία αυτών των εικόνων ανάλογα με τη χρήση της και ως αποτέλεσμα της ποσότητας των πληροφοριών που πρέπει να παρουσιαστεί, μπορεί να υλοποιηθεί είτε από μια μίτρα μικρών εικονοστοιχείων (pixel) κατάλληλα τοποθετημένων για τη δημιουργία οποιασδήποτε σχηματικής διάταξης είναι επιθυμητή, όπως σε μια οθόνη υπολογιστή γενικής χρήσης για παράδειγμα, είτε από σταθερά τοποθετημένα στοιχεία φωτισμού που ανάβουν ή σβήνουν ανάλογα, ώστε να παρουσιαστεί η αντίστοιχη λέξη ή αριθμός, όπως σε ένα ψηφιακό ρολόι. Υπάρχουν δύο τύποι οθονών LCD και εξαρτώνται από τη διάταξη του πολωτή.

- Ως **Θετικές** περιγράφονται οι LCD οθόνες οι οποίες είναι κανονικά ενεργοποιημένες. Για παράδειγμα, μία θετικά ενεργοποιημένη LCD με οπίσθιο φωτισμό θα έχει μαύρα γράμματα σε φόντο που είναι στο χρώμα του οπίσθιου φωτισμού.
- Ως **Αρνητικές** αντίστοιχα περιγράφονται οι LCD οθόνες οι οποίες είναι ανάστροφα ενεργοποιημένες. Για παράδειγμα, μία αρνητικά ενεργοποιημένη LCD με οπίσθιο φωτισμό θα έχει μαύρο φόντο και γράμματα με χρώμα αντίστοιχο του οπίσθιου φωτισμού.

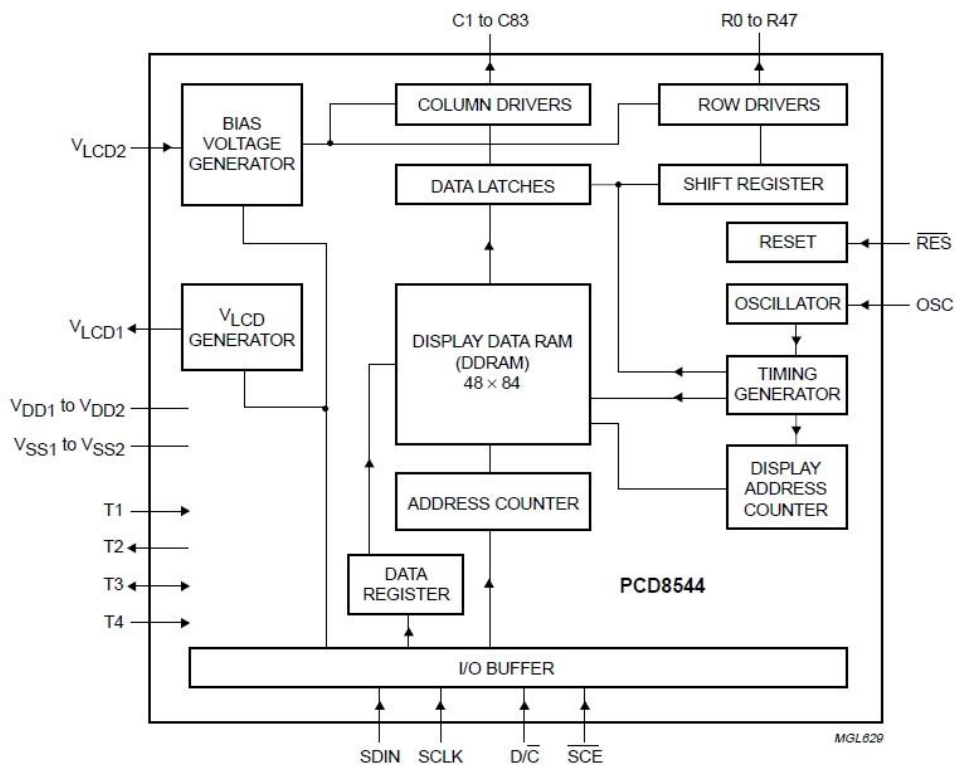
Κάθε εικονοστοιχείο μίας οθόνης LCD τυπικά αποτελείται από ένα στρώμα μορίων ευθυγραμμισμένων μεταξύ δύο διαφανών ηλεκτροδίων, συχνά κατασκευασμένων από οξείδιο ινδίου-κασσιτέρου και δύο φίλτρα πόλωσης (παράλληλοι και κάθετοι πολωτές), οι άξονες μετάδοσης των οποίων είναι κάθετες μεταξύ τους. Χωρίς τον υγρό κρύσταλλο μεταξύ των πολωτικών φίλτρων, το φως που διέρχεται από το πρώτο φίλτρο θα εμποδίζεται από τον δεύτερο (διασταυρωμένο) πολωτή. [19] Πριν από την εφαρμογή ηλεκτρικού πεδίου, ο προσανατολισμός των μορίων υγρών κρυστάλλων προσδιορίζεται από την ευθυγράμμιση στις επιφάνειες των ηλεκτροδίων. Σε μια συνεστραμμένη νηματική συσκευή, οι κατευθύνσεις ευθυγράμμισης της επιφάνειας στα δύο ηλεκτρόδια είναι κάθετες μεταξύ τους, και έτσι τα μόρια διατάσσονται σε μια ελικοειδή δομή ή συστροφή. Αυτό προκαλεί την περιστροφή της πόλωσης του προσπίπτοντος φωτός και η συσκευή εμφανίζεται γκρι. Εάν η εφαρμοζόμενη τάση είναι αρκετά μεγάλη, τα μόρια υγρών κρυστάλλων στο κέντρο του στρώματος είναι σχεδόν τελείως ανεστραμμένα και η πόλωση του προσπίπτοντος φωτός δεν περιστρέφεται καθώς περνά μέσα από το στρώμα υγρών κρυστάλλων. Αυτό το φως στη συνέχεια θα πολωθεί κυρίως κάθετα στο δεύτερο φίλτρο, και έτσι θα διακοπεί και το εικονοστοιχείο θα φαίνεται μαύρο. Με τον έλεγχο της τάσης που εφαρμόζεται στο στρώμα υγρών κρυστάλλων σε κάθε εικονοστοιχείο, το φως μπορεί να αφηθεί να περάσει σε διάφορες ποσότητες, δημιουργώντας έτσι διαφορετικές αποχρώσεις του γκρι.

### 3.2.3.1 Επισκόπηση Hardware του PCD8544

Στη δική μας περίπτωση η οθόνη, που χρησιμοποιείται για την υλοποίηση του κατασκευαστικού μέρους λόγω του χαμηλού κόστους αλλά και της κατανάλωσης της, είναι ευρέως διαδεδομένη ως Nokia5110 LCD λόγω της χρήσης της στην κατασκευή του θρυλικού αυτού κινητού. Η οθόνη αποτελείται από λευκά pixels 48X84, καθένα από τα οποία ενεργοποιείται ή απενεργοποιείται από ένα τσιπ ελεγκτή ονόματι PCD8544. Το PCD8544 είναι ένας ελεγκτής/πρόγραμμα οδήγησης χαμηλής ισχύος CMOS LCD, έχει σχεδιαστεί για να οδηγεί μια οθόνη γραφικών 48 σειρών και 84 στηλών. Όλες οι απαραίτητες λειτουργίες για την οθόνη παρέχονται σε ένα μόνο τσιπ, συμπεριλαμβανομένης της δημιουργίας on-chip τροφοδοσίας LCD και τάσεων πόλωσης, με αποτέλεσμα ελάχιστα εξωτερικά εξαρτήματα να είναι απαραίτητα καθώς και η χαμηλή κατανάλωση ενέργειας. Η διασύνδεση του με μικροελεγκτές πραγματοποιείται μέσω διεπαφής σειριακού διαύλου. [20] Στην Εικόνα 19 παρουσιάζονται οι δύο όψεις της διάταξης και στην Εικόνα 20 ακολουθεί το Block-diagram της.



Εικόνα 19: Πρόσθια και οπίσθια όψη PCD8544.



Εικόνα 20: Block-diagram του PCD8544. [13]

Παρακάτω γίνεται εξήγηση των εξόδων του PCD8544 που χρησιμοποιούνται για τη σύνδεση της οθόνης με τον μικροελεγκτή.

- RST: Το pin Reset χρησιμοποιείται για να επαναφέρει τη συσκευή και πρέπει να εφαρμοστεί για τη σωστή αρχικοποίηση του τσιπ. Το σήμα είναι ενεργό LOW.
- CE: Το pin Chip Enable χρησιμοποιείται για την επιλογή της συγκεκριμένης οθόνης όταν χρησιμοποιούνται περισσότερα από ένα περιφερειακά SPI.
- DC: Το pin Data/Command χρησιμοποιείται για την εναλλαγή μεταξύ της λειτουργίας δεδομένων (high) και της λειτουργίας εντολών (low).
- DIN: Το pin εισόδου Serial Input (MOSI) χρησιμοποιείται για την αποστολή σειριακών οδηγιών.
- CLK: Το pin Clock χρησιμοποιείται καθώς το πρότυπο επικοινωνίας SPI απαιτεί ένα κοινό ρολόι αναμεσά σε όλες τις διατάξεις.
- VCC: Το pin Power χρησιμοποιείται για την τροφοδοσία της οθόνης με τάση από 2,7V έως 3,3V.
- BL: Το pin Back Light χρησιμοποιείται για την τροφοδοσία του οπίσθιου φωτισμού της οθόνης (3,3V).
- GND: Το pin Ground χρησιμοποιείται για τη γείωση της διάταξης.

### 3.2.4 Κύκλωμα φόρτισης και προστασίας μπαταρίας

Για την εξασφάλιση της φορητότητας της διάταξης είναι απαραίτητη η τροφοδοσία της από μια επαναφορτιζόμενη μπαταριά ιόντων λιθίου (Lithium Ion, Li-Ion) ή πολυμερούς ιόντων λιθίου (Lithium Ion Polymer, Li-Po) λόγω της φαινομενικά μεγάλης χωρητικότητας και της ιδανικής για την περίπτωση μας καμπύλη εκφόρτισης που έχουν. Παρόλα αυτά, λόγω της φύσης τους, αυτοί οι τύποι μπαταριών πρέπει να βρίσκονται συνδεδεμένες σε κύκλωμα προστασίας για την αποφυγή της υπερφόρτωσης (Overcharge), φόρτιση δηλαδή της μπαταρίας πάνω από το ανώτατο κατασκευαστικό όριο των 4,2V καθώς επίσης και για προστασία από υπερ-αποφόρτιση (Over-Discharge), την εκφόρτισης δηλαδή της μπαταρίας κάτω από το κατώτατο κατασκευαστικό όριο των 2,4V. Οι προαναφερθείσες συνθήκες, αν παραβιαστούν, υπάρχει σημαντικός κίνδυνος ανάφλεξης ή έκρηξης της μπαταρίας. Για την ασφαλή χρήση, λοιπόν, της μπαταρίας που θα τοποθετηθεί στη διάταξη, θα χρησιμοποιήσουμε το ολοκληρωμένο TP4056 το οποίο είναι υπεύθυνο για τη φόρτιση αλλά και την προστασία της μπαταρίας που θα χρησιμοποιήσουμε από τα φαινόμενα που προαναφέρθηκαν.

### 3.2.4.1 Επισκόπηση Hardware του TP4056

Το ολοκληρωμένο TP4056, όπως αναφέρθηκε εν τάχῃ, προορίζεται για τη φόρτιση επαναφορτιζόμενων μπαταριών Li-Ion και Li-Po χρησιμοποιώντας τη μέθοδο φόρτισης σταθερού ρεύματος / σταθερής τάσης (constant-current/constant-voltage, CC/CV). Όπως θα δούμε αναλυτικά παρακάτω, εκτός από την ασφαλή φόρτιση των μπαταριών, η μονάδα παρέχει επίσης την απαιτούμενη προστασία που απαιτείται από αυτού του τύπου μπαταρίες.



Εικόνα 21: Διάταξη φόρτισης μπαταρίας λιθίου και μονάδα προστασίας.

Αυτό το ολοκληρωμένο χρησιμοποιεί το IC (integrated circuit) του ελεγκτή φόρτισης TP4056 Li-Ion και το IC προστασίας μπαταρίας Li-Ion DW01A, τα οποία μαζί σε συνδυασμό παρέχουν τα ακόλουθα χαρακτηριστικά προστασίας: [21][22]

- Διαχείριση της φόρτισης σταθερού ρεύματος σε σταθερή τάση της συνδεδεμένης μπαταρίας.
- Προστασία από υπερβολική εκφόρτιση - εμποδίζει την αποφόρτιση της μπαταρίας κάτω από 2,4V (ένα υγιές ελάχιστο επίπεδο τάσης για την μπαταρία).
  - Εάν η συνδεδεμένη μπαταρία έχει αποφορτιστεί κάτω από 2,4V, το ολοκληρωμένο θα διακόψει την ισχύ εξόδου από την μπαταρία έως ότου η τάση της επαναφορτιστεί πάνω από 3,0V (τάση απελευθέρωσης υπερβολικής εκφόρτισης, over-discharge release voltage). Τη στιγμή που θα επανέρθει το ολοκληρωμένο θα επιτρέψει ξανά την εκφόρτιση ισχύος από την μπαταρία σε ένα συνδεδεμένο φορτίο. Παρόλο που η μονάδα διακόπτει την ισχύ εξόδου από την μπαταρία κατά τη διάρκεια μιας κατάστασης υπερβολικής εκφόρτισης, εξακολουθεί να επιτρέπει τη φόρτιση της μέσω της παρασιτικής διόδου του MOSFET ελέγχου εκφόρτισης (FS8205A Dual MOSFET). [23]
- Προστασία υπερφόρτισης - το ολοκληρωμένο θα φορτίσει με ασφάλεια την μπαταρία στα 4,2V.
- Προστασία από υπερένταση (υπερβολικό ρεύμα) και βραχυκύκλωμα - το ολοκληρωμένο θα κόψει την έξοδο από την μπαταρία εάν ο ρυθμός εκφόρτισης υπερβεί τα 3A ή εάν παρουσιαστεί κατάσταση βραχυκυκλώματος.
- Προστασία μαλακής εκκίνησης (Soft-start protection) περιορίζει το ρεύμα εισόδου.

- Επισκευή μπαταρίας - εάν το επίπεδο τάσης της συνδεδεμένης μπαταρίας είναι μικρότερο από 2,9 V, το ολοκληρωμένο θα χρησιμοποιήσει ρεύμα φόρτισης 130mA έως ότου η τάση της μπαταρίας φτάσει τα 2,9V, οπότε το ρεύμα φόρτισης θα αυξηθεί γραμμικά σύμφωνα με το προκαθορισμένο ρεύμα φόρτισης.

Παρακάτω παρουσιάζονται εν συντομία τα σημαντικότερα τεχνικά χαρακτηριστικά της διάταξης:

- Ελεγκτής φόρτισης: TP4056
- Κύκλωμα προστασίας: DW01A
- MOSFET ελέγχου φόρτισης/εκφόρτισης: FS8205A
- Μέθοδος φόρτισης: σταθερό ρεύμα/σταθερή τάση (CC/CV)
- Τάση τροφοδοσίας εισόδου: 4,5~6V
- Ρεύμα σταθερής φόρτισης: 1A
- Στάθμη τάσης κατά την πλήρη φόρτιση: 4,2V  $\pm$ 1,5%
- Προστασία από υπερφόρτιση:
  - Τάση ανίχνευσης υπερφόρτισης: 4,3V  $\pm$ 50mV
  - Τάση απελευθέρωσης υπερφόρτισης: 4,1V  $\pm$ 50mV
- Προστασία από υπερφόρτιση:
  - Τάση Ανίχνευσης Υπερ-Εκφόρτισης: 2,4V  $\pm$ 100mV
  - Υπερ-εκφόρτιση Τάσης απελευθέρωσης: 3V  $\pm$ 100mV
- Προστασία από υπερένταση:
  - Όριο προστασίας από υπερένταση: 3A
  - Καθυστέρηση διακοπής υπερέντασης: 10~20ms
  - Καθυστέρηση διακοπής βραχυκυκλώματος: 5~50μs
- Επισκευή μπαταρίας:
  - Τάση κατωφλίου φόρτισης: 2,9V  $\pm$ 0,1V
  - Ρεύμα φόρτισης: 130mA  $\pm$ 10mA

### 3.2.5 Μετατροπéας ενίσχυσης σταθερούς τάσης MT3608

Ένας μετατροπéας ενίσχυσης (μετατροπéας ανόδου DC-DC) χρησιμοποιείται για την αύξηση της τάσης από ένα χαμηλότερο σε ένα υψηλότερο επίπεδο. Είναι ένας τύπος τροφοδοσίας λειτουργίας του διακόπτη που χρησιμοποιεί μια συσκευή μεταγωγής για τη ρύθμιση της τάσης. Στην περίπτωσή αυτή, η μονάδα μεταγωγής είναι το IC MT3608 που μέσω υψηλής συχνότητας μεταγωγής των 1,2 MHz είναι εφικτή η χρήση μικρότερων πηνίων, καθιστώντας έτσι τη μονάδα συμπαγή και παρέχοντας ταυτόχρονα υψηλή ισχύ εξόδου. Η διάταξη αυτή έχει τη δυνατότητα να ρυθμίζει την τάση εξόδου έως και 28V και δυνατότητα παροχής ρεύματος εξόδου έως και 2A. Η διάταξη απαντάται κυρίως σε ενισχυτές ισχύος, προγράμματα οδήγησης κινητήρων συνεχούς ρεύματος αλλά και σε συστήματα τροφοδοσίας μπαταριών όπως στην παρούσα διπλωματική εργασία.

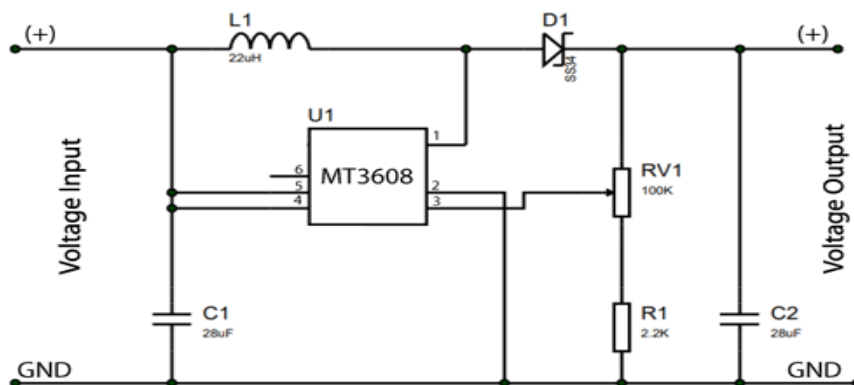


Εικόνα 22: Διάταξη μετατροπής-ενίσχυσης σταθερής τάσης MT3608.

### 3.2.5.1 Επισκόπηση Hardware του MT3608

Παρακάτω γίνεται παρουσίαση των σημαντικότερων ηλεκτρονικών στοιχείων του boost converter, τα βασικά τεχνικά χαρακτηριστικά του, όπως αυτά προκύπτουν από τα datasheets (φυλλάδια δεδομένων) [24][25] καθώς επίσης και τη σχηματική αναπαράσταση του κυκλώματος ενίσχυσης (Εικόνα 23).

Η διάταξη απαρτίζεται από τέσσερα pin, δυο εκ των οποίων είναι για τάση εισόδου και δυο για ρυθμιζόμενη τάση εξόδου. Η διάταξη επίσης πέραν του ολοκληρωμένου κυκλώματος MT3608 φέρει εάν πηνίο 22μH, δυο πυκνωτές 28μF, μια δίοδο Schottky, μια αντίσταση 2,2kΩ και τέλος ένα ποτενσιόμετρο 100kΩ που χρησιμοποιείται για τη ρύθμιση του επιθυμητού επιπέδου τάσης εξόδου ακολουθώντας τη συνδεσμολογία της παρακάτω εικόνας.



Εικόνα 23: Σχηματική επεξήγηση συνδεσμολογίας του step-up converter βασισμένου στο ολοκληρωμένο MT3608. [14]

Ο τρόπος λειτουργίας του παραπάνω κυκλώματος είναι ο εξής.

Κάθε φορά που διέρχεται ρεύμα μέσω του πηνίου (L1) προκαλεί μαγνητικό πεδίο το οποίο όταν αλλαχθεί το επίπεδο του ρεύματος που διέρχεται μέσω αυτού, το μαγνητικό πεδίο καταρρέει και δημιουργεί μια αιχμή υψηλής τάσης. Κάνοντας χρήση ενός ολοκληρωμένου με υψηλής συχνότητας μεταγωγή (MT3608) επιτρέπει αυτό το φαινόμενο να λάβει χώρα δημιουργώντας και καταρρέοντας το μαγνητικό πεδίο που προκαλείται από τον επαγωγέα. Όταν η μονάδα μεταγωγής είναι απενεργοποιημένη, η ακίδα τάσης (υψηλή τάση) διέρχεται από τη δίοδο Schottky (D1) και αποθηκεύεται στον πυκνωτή (C2) αυξάνοντας έτσι την τάση του πυκνωτή και λαμβάνοντας ως αποτέλεσμα στην έξοδο υψηλότερου επιπέδου τάσης στον πυκνωτή. Η δίοδος Schottky

(D1) είναι εξαιρετικά σημαντική καθώς είναι επίσης υπεύθυνη για την παρεμπόδιση ενός αντίστροφου ρεύματος στο κύκλωμα.

Τα σημαντικότερα τεχνικά χαρακτηριστικά της διάταξης είναι τα ακόλουθα:

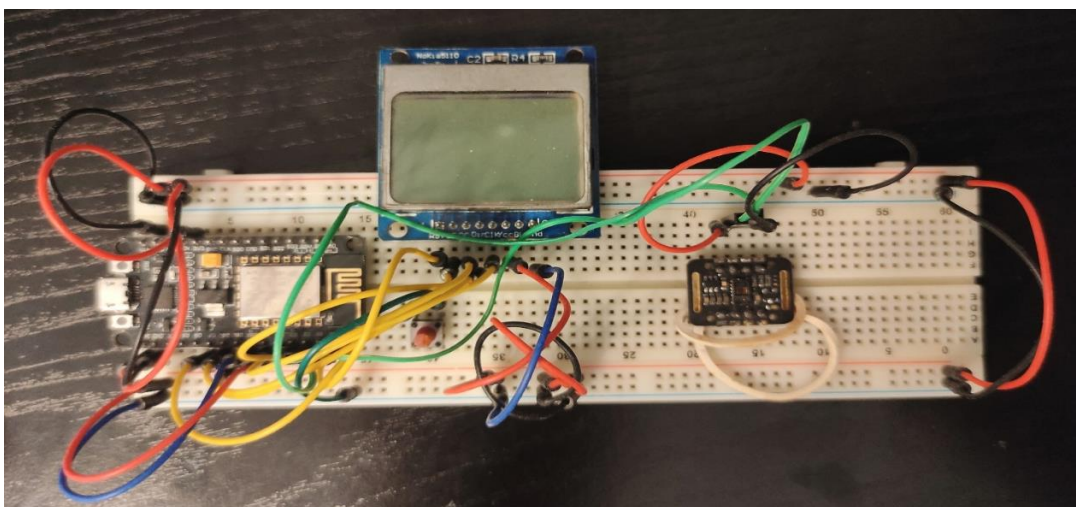
- Τάση εισόδου: 2-24V DC
- Τάση εξόδου: 5-28V DC
- Μέγιστο ρεύμα εξόδου: 2A
- Συχνότητα μεταγωγής: 1,2 Mhz
- Κυματισμός εξόδου: <100mV
- Αποτελεσματικότητα: ~93%

### 3.3 Συνδεσμολογία μεταξύ των διατάξεων

Η διασύνδεση των επιμέρους εξαρτημάτων με σκοπό την υλοποίηση του κατασκευαστικού μέρους ακολουθεί από τα παρακάτω βήματα:

1. Αρχικά μέσω της τοποθέτησης των διατάξεων πάνω στην πλακέτα breadboard με σκοπό την κυκλωματική δημιουργία (**Κεφάλαιο 3.3 Συνδεσμολογία μεταξύ των διατάξεων**).
2. Σε δεύτερο χρόνο, όπως θα δούμε και παρακάτω, γίνεται ο προγραμματισμός της διάταξης (**Κεφάλαιο 3.4 Προγραμματισμός**).
3. Ύστερα, πραγματοποιείται ο έλεγχος ορθής και προβλεπόμενης λειτουργίας της νέας διάταξης (**Κεφάλαιο 4 Αποτελέσματα**).
4. Τέλος, η οριστική τοποθέτηση των επιμέρους εξαρτημάτων της διάταξης σε μια πλακέτα τυπωμένου κυκλώματος (PCB, printed circuit board) (**3.5 Οριστικοποίηση διάταξης**).

Στην Εικόνα 24 παρακάτω παρουσιάζεται η τοποθέτηση των εξαρτημάτων πάνω στο breadboard καθώς και η διασύνδεση μεταξύ τους, η οποία και θα αναλυθεί διεξοδικά παρακάτω.



Εικόνα 24: Τοποθέτηση και σύνδεση εξαρτημάτων πάνω στο breadboard. Κοιτώντας από αριστερά προς τα δεξιά έχουμε: 1)NodeMCU 2) PCD8544 3)Max30102

Η σύνδεση των εξαρτημάτων μεταξύ τους γίνεται με τον ακόλουθο τρόπο, όπως φαίνεται παρακάτω.

**NodeMCU** → **Breadboard**

VCC → Γραμμή τροφοδοσίας της πλακέτας σύνδεσης  
 GND → Γείωση της πλακέτας σύνδεσης

**Max30102** → **NodeMCU**

GND → GND  
 SCL → D1  
 SDA → D2  
 VIN → VCC  
 INT → -  
 IRD → -  
 RD → -  
 GND → GND

**PCD8544** → **NodeMCU**

RST → D0  
 CE → D3  
 DC → D4  
 DIN → D5  
 CLK → D6  
 VCC → VCC  
 BL → -  
 GND → GND

**Enable P.B** → **NodeMCU**

Pin 1 (A1) → D7  
 Pin 2 (A2) → GND (μέσω αντίσταση 10kΩ)  
 Pin 3 (B1) → -  
 Pin 4 (B2) → VCC

**External RST P.B** → **NodeMCU**

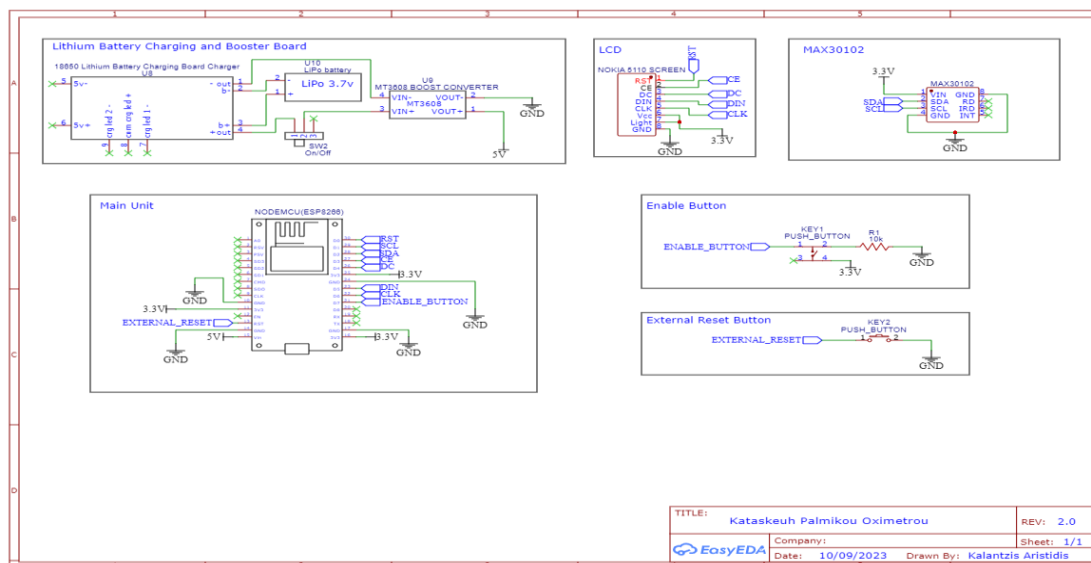
Pin 1 → RST  
 Pin 2 → GND

**Tp4056** → **Battery & MT3608** → **NodeMCU**

In+ → - → -  
 In- → - → -  
 B+ → Battery (+) → Battery (+)  
 B- → Battery (-) → Battery (-)  
 Out+ → MT3608's VIN(+) → VCC  
 Out- → MT3608's VIN(-) → GND



Τέλος, στην Εικόνα 25 που παρουσιάζεται το circuit diagram που κατασκευάστηκε με τη βοήθεια του δωρεάν λογισμικού σχεδίασης ηλεκτρονικών κυκλωμάτων EasyEDA.



Εικόνα 25: Circuit diagram αυτοσχεδίου παλμικού οξυμέτρου.

### 3.4 Προγραμματισμός

Σε αυτό το κεφάλαιο θα γίνει σύντομη αναφορά στον τρόπο προγραμματισμού, τη γλώσσα καθώς επίσης και το λογισμικό που χρησιμοποιείται για τη συγγραφή και εκτέλεση του κώδικα στο NodeMCU. Σε αυτό το κεφάλαιο, επίσης, θα γίνει παράθεση και επεξήγηση του κώδικα που συντάχθηκε για την υλοποίηση του προγραμματιστικού μέρους της παρούσας διπλωματικής εργασίας.

#### 3.4.1 Λογισμικό Arduino IDE

Όπως είδαμε και στο κεφάλαιο 3.2.1 με τίτλο NodeMcu, η διάταξη περιλαμβάνει θύρα USB μέσω της οποίας είναι εφικτός ο προγραμματισμός της, πράγμα που διευκολύνει πολύ καθώς δεν απαιτείται κάποιος αναπτήρας FTDI (Future Technology Devices International Limited) για την επικοινωνία με τον σειριακό ελεγκτή του μικροελεγκτή μέσω της θύρας USB του υπολογιστή μας. Έχοντας, λοιπόν, τρόπο για την επικοινωνία μεταξύ του υπολογιστή και του NodeMcu αυτό που είναι πλέον απαραίτητο είναι το λογισμικό που θα μας επιτρέψει να συντάξουμε τον κώδικα και γενικότερα θα μας επιτρέψει την προγραμματιστική αλληλεπίδραση με τη διάταξη. Τον ρόλο αυτό παίζει το ολοκληρωμένο περιβάλλον ανάπτυξης (Integrated Development Environment) Arduino ή αλλιώς λογισμικό Arduino (IDE). Το λογισμικό αυτό περιέχει ένα πρόγραμμα επεξεργασίας κειμένου για τη σύνταξη κώδικα, μία περιοχή μηνυμάτων, μία κονσόλα κειμένου, μία γραμμή εργαλείων με κουμπιά για κοινές λειτουργίες και μία σειρά μενού, καθώς επίσης και κάποιες επιπρόσθετες ιδιότητες που έρχονται με τη νεότερη έκδοση του λογισμικού Arduino IDE 2, όπως δυνατότητα πρόβλεψης και αυτόματης συμπλήρωσης, ενσωματωμένο πρόγραμμα εντοπισμού σφαλμάτων και συγχρονισμό των προγραμμάτων με το Arduino Cloud. Συνδέεται με το υλικό Arduino για να ανεβάζει προγράμματα και να επικοινωνεί μαζί τους [26] [27]. Το Arduino IDE

υποστηρίζει τις γλώσσες C και C++ χρησιμοποιώντας, όμως, κάποιους ειδικούς κανόνες δόμησης κώδικα κάνοντας έτσι πολύ πιο εύκολη την καμπύλη μάθησης και ως αποτέλεσμα παρέχεται η δυνατότητα σε ένα πολύ μεγάλο εύρος τόσο έμπειρων όσο και άπειρων προγραμματιστών να ενταχθούν στην κοινότητα του Arduino.

### 3.4.2 Κώδικας

Η συγγραφή του κώδικα με σκοπό την αρμονική προγραμματιστική διασύνδεση μεταξύ των διατάξεων γίνεται ανοίγοντας το Arduino IDE και επιλέγοντας το πεδίο επεξεργασίας κειμένου που απαρτίζει και το μεγαλύτερο μέρος του παραθύρου. Όπως θα δούμε και στη συνέχεια αναλυτικότερα, ένα βασικό πρόγραμμα απαρτίζεται από τα τρία παρακάτω βασικά μέρη (Εικόνα 26):

- Το **αρχικό πεδίο** όπου γίνεται η ενσωμάτωση των βιβλιοθηκών και διαφόρων άλλων μεταβλητών (εκτελείτε μία φορά).
- Το **void setup** όπου τοποθετείται ο κώδικας για την αρχικοποίηση των διατάξεων και Pin που θα χρησιμοποιηθούν (εκτελείτε μία φορά).
- Το **void loop** όπου τοποθετείται ο κώδικας αλληλεπίδρασης και λειτουργίας των διατάξεων και λειτουργεί ως ατέρμονος βρόχος (εκτελείται κατ' εξακολούθηση).

```

1
2
3
4
5 void setup() {
6   // put your setup code here, to run once:
7
8 }
9
10 void loop() {
11   // put your main code here, to run repeatedly:
12
13 }
14

```

Εικόνα 26: Διακριτά μέρη κώδικα.

#### Αρχικό πεδίο

Βρισκόμενοι στην αρχή του προγράμματος ξεκινάμε ορίζοντας μεταβλητές μέσω της εντολής #define οι οποίες μας παρέχονται από Blynk.Cloud με τρόπο που θα δούμε παρακάτω (Κεφάλαιο 3.4.3 Blynk.io), και είναι υπεύθυνες για την ταυτοποίηση της συσκευής με το πρόγραμμα που έχουμε φτιάξει στην υπηρεσία Blynk io.

```
// Template ID, Device Name and Auth Token are provided by the Blynk.Cloud
// See the Device Info tab, or Template settings
#define BLYNK_TEMPLATE_ID "TMPLTta3Qkfx"
#define BLYNK_DEVICE_NAME "Smart Pulse Oximeter"
#define BLYNK_AUTH_TOKEN "Z2zVHd-████████████████████████████████████████"
#define BLYNK_PRINT Serial // Comment this out to disable prints and save space
```

Υστέρα δηλώνουμε τις βιβλιοθήκες που μας είναι απαραίτητες, ώστε να μπορέσουμε να τις καλέσουμε όταν τις χρειαστούμε. Η αρχικοποίηση αυτή πραγματοποιείται μέσω της εντολής `#include` η οποία και ακολουθείται από το όνομα της βιβλιοθήκης που θέλουμε να εισάγουμε. Συγκεκριμένα για το πρόγραμμα μας θα χρησιμοποιήσουμε τις βιβλιοθήκες:

- Adafruit\_PCD8544 και Adafruit GFX, που απαιτούνται για την LCD οθόνη.
- MAX30105, spo2\_algorithm και heartrate, που απαιτούνται για τον βιοαισθητήρα Max30102.
- WiFiManager και DNSServer, που απαιτούνται για τη δημιουργία προσωρινού σημείου πρόσβασης WIFI (εάν η συσκευή δεν έχει κάποιο υπάρχον αποθηκευμένο δίκτυο στη μνήμη του) με σκοπό την εύρεση και δυνατότητα σύνδεσης σε κάποιο κλειστό WIFI προσθέτοντας τα στοιχεία του όπως ακριβώς γίνεται και κατά την είσοδο μας για πρώτη φορά από ένα κινητό τηλέφωνο σε ένα κλειστό ασύρματο δίκτυο.
- ESP8266WiFi, που απαιτείται για τη λειτουργία μιας μονάδας ESP8266 σε λειτουργία station (σταθμού) και/ή soft access point ή πιο σωστά software enabled access point (σημείο πρόσβασης με δυνατότητα λογισμικού).
- BlynkSimpleEsp8266, που απαιτείται για τη χρήση, τη διαχείριση, τη συνδεσιμότητα, τον έλεγχο ταυτότητας συσκευής στο cloud και την επεξεργασία εντολών μεταξύ της εφαρμογής Blynk, του Cloud και της διάταξης.
- SPI, που απαιτείται για επικοινωνία με μία ή περισσότερες περιφερειακές συσκευές γρήγορα σε μικρές αποστάσεις.
- Wire, που απαιτείται για την επικοινωνία του NodeMcu με τις εξωτερικές συσκευές.

```
#include <Adafruit_GFX.h>
#include <Adafruit_PCD8544.h>
#include <SPI.h>
#include <ESP8266WiFi.h>
#include <BlynkSimpleEsp8266.h>
#include <Wire.h>
#include "MAX30105.h"
#include "spo2_algorithm.h"
#include "heartRate.h"
#include <WiFiManager.h>
#include <DNSServer.h>
```

Μετά ακολουθεί η αρχικοποίηση του δικτύου μας αν θέλουμε να προϋπάρχει στη μνήμη του NodeMcu. Η εντολή `char` δηλώνει ότι ο τύπος δεδομένων που χρησιμοποιείται για την αποθήκευση μίας τιμής είναι είδος "χαρακτήρα".

```
// Your WiFi credentials.
char ssid[] = "";
char pass[] = "";
char auth[] = BLYNK_AUTH_TOKEN;
```

Στη συνέχεια γίνεται η αρχικοποίηση των μεταβλητών που θα χρησιμοποιήσουμε για τους καρδιακούς παλμούς. Η εντολή:

- `byte` αποθηκεύει την τιμή για έναν μη ορισμένο αριθμό 8bit που κυμαίνεται από 0 έως 255.
- `const` δημιουργεί μία μεταβλητή "μόνο για ανάγνωση".
- `long` ορίζει εκτεταμένες μεταβλητές μεγέθους για αποθήκευση αριθμών.
- `float` δηλώνει έναν αριθμό που περιλαμβάνει υποδιαστολή.
- `int` είναι ο κύριος τύπος δεδομένων για αποθήκευση αριθμών.

```
// _____ BPM _____ //
const byte RATE_SIZE = 4; //Increase this for more averaging. 4 is good.
byte rates[RATE_SIZE]; //Array of heart rates
byte rateSpot = 0;
long lastBeat = 0; //Time at which the last beat occurred
float beatsPerMinute;
int beatAvg;
```

Έπειτα ακολουθεί η έναρξη του μετρητή χρόνου λειτουργίας στο Blynk καθώς και της διάταξης του Max30102.

```
BlynkTimer timer;

MAX30105 particleSensor;
```

- Και τέλος πραγματοποιείται αρχικοποίηση τόσο της οθόνης LCD μέσω της εντολής `Adafruit_PCD8544 display` και των χαρακτηριστικών της, όσο και των μεταβλητών που θα χρησιμοποιήσουμε για τον κορεσμό οξυγόνου. Η εντολή:
- `uint32_t` ορίζει έναν 32bit μη ορισμένο αριθμό
- `int32_t` και `int8_t` ορίζει ένα ψευδώνυμο για οποιοδήποτε ακέραιο τύπο έχει το συγκεκριμένο σύστημα που είναι ακριβώς 32 ή 8bit αντίστοιχα.

```
// _____ Nokia 5110 LCD _____ //
Adafruit_PCD8544 display = Adafruit_PCD8544(D6, D5, D4, D3, D0);
int contrastValue = 60; /* Default Contrast Value */
const int buttonPin = D7; // the number of the pushbutton pin
int buttonState = 0; // variable for reading the pushbutton status

// _____ SPO2 _____ //
#define MAX_BRIGHTNESS 255
uint32_t irBuffer[100]; //infrared LED sensor data
uint32_t redBuffer[100]; //red LED sensor data
int32_t bufferLength; //data length
int32_t spo2; //SPO2 value
int8_t validSPO2; //indicator to show if the SPO2 calculation is valid
int32_t heartRate; //heart rate value
int8_t validHeartRate; //indicator to show if the heart rate calculation is valid
```

**Void setup**

Σε αυτό το σημείο πραγματοποιείται η αρχικοποίηση του serial monitor μέσω της εντολής Serial.begin και ορισμός του ρυθμού μετάδοσης δεδομένων σε bit/sec (baud rate) στα 115200. Επίσης, καλείται να ξεκινήσει η οθόνη LCD, γίνεται ορισμός της αντίθεσης της καθώς και καθαρισμός του ενισχυτή (buffer) της από εναπομείναντα στοιχεία.

```
//Initialize Display
Serial.begin(115200);
display.begin();
display.setContrast(contrastValue); /* Change the contrast
display.clearDisplay();             /* Clear the buffer */
display.display();
```

Σε επόμενο βήμα γίνεται προσδιορισμός της ιδιότητας του pin για την ενεργοποίηση της διαδικασίας καταγραφής από τον Max30102 μέσω της εντολής pinMode, καθώς επίσης καλείται να ξεκινήσει και το WiFi και να ελέγξει αν υπάρχει κάποιο αποθηκευμένο δίκτυο στη μνήμη του μέσω των εντολών WiFi.begin και WiFiManager\_wifiManager, αλλιώς να δημιουργήσει ένα τοπικό σημείο πρόσβασης, όπως θα δούμε παρακάτω μέσω της εντολής wifiManager.autoConnect.

```
pinMode(buttonPin, INPUT);

WiFi.begin(ssid, pass);
//WiFiManager
//Local initialization. Once its business is done, there is no need to keep it around
WiFiManager wifiManager;
delay(10);
```

Σε αυτό το σημείο του κώδικα σε περίπτωση που δεν υπάρχει κάποιο ήδη αποθηκευμένο σημείο πρόσβασης wifi, δημιουργείται ένα προσωρινό κλειστό τοπικό δίκτυο με όνομα “Smart\_Oximeter” και κωδικό σύνδεσης “SmartPuOx”. Επίσης, γίνεται προβολή των στοιχείων σύνδεσης στη LCD, ώστε ο χρήστης να μπορεί να συνδεθεί.

```

display.setTextColor(BLACK);
display.setTextSize(1);
display.clearDisplay();
display.setCursor(0, 0);
display.print("Access point:");
display.drawLine(0, 8, 86, 8, BLACK);
display.setCursor(0, 10);
display.print("Name:");
display.drawLine(0, 18, 26, 18, BLACK);
display.setCursor(0, 20);
display.print("Smart_Oximeter");
display.setCursor(0, 30);
display.print("Password:");
display.drawLine(0, 38, 50, 38, BLACK);
display.setCursor(0, 40);
display.print("SmartPuOx");
display.display();

//fetches ssid and pass from eeprom and tries to connect
wifiManager.autoConnect("Smart_Oximeter", "SmartPuOx");

```

Στο σημείο που ακολουθεί εμφανίζεται ένα μήνυμα στο serial monitor ότι το wifi έχει συνδεθεί επιτυχώς για λόγους αποσφάλματωσης (debugging). Επίσης, γίνεται αρχικοποίηση της διασύνδεσης με την πλατφόρμα Blynk μέσω της εντολής Blynk.begin καθώς επίσης πραγματοποιείται και έλεγχος μέσω λούπας για τη σωστή καλωδίωση-τροφοδοσία της διάταξης του βιοαισθητήρα.

```

//if you get here you have connected to the WiFi
Serial.println("connected...WI-FI");
delay (100);

// Initialize Blynk
Blynk.begin(auth, ssid, pass);

// Initialize sensor
if (!particleSensor.begin(Wire, I2C_SPEED_FAST)) //Use default I2C port, 400kHz speed
{
  Serial.println(F("MAX30105 was not found. Please check wiring/power."));
  while (1)
  | ;
}

```

Έπειτα, γίνεται σύσταση στον χρήστη μέσω οπτικού μηνύματος τόσο στο serial monitor όσο και μέσω της οθόνης της διάταξης για τοποθέτηση και σταθεροποίηση του δακτύλου του πάνω στον αισθητήρα και σε δεύτερη φάση έναρξη της καταγραφής με το πάτημα ενός κουμπιού (**Void loop**).

```
Serial.println(F("Attach sensor to finger with rubber band. Press any key to start conversion"));

display.setTextColor(BLACK);
display.setTextSize(1);
display.clearDisplay();
display.setCursor(0, 0);
display.print("WiFi:Connected");
display.drawLine(0, 8, 86, 8, BLACK);
display.setCursor(2, 10);
display.print("Attach finger");
display.setCursor(2, 20);
display.print("to the sensor");
display.setCursor(0, 30);
display.print("and press key");
display.setCursor(0, 40);
display.print("to start");
display.display();
```

Υστερα, ορίζονται οι παράμετροι λειτουργίας του βιοαισθητήρα καθώς επίσης και η αρχικοποίηση του με βάση αυτές.

```
byte ledBrightness = 10; //Options: 0=Off to 255=50mA (10 is optimal for the max30102 MH-ET LIVE)
byte sampleAverage = 4; //Options: 1, 2, 4, 8, 16, 32 (4)
byte ledMode = 2; //Options: 1 = Red only, 2 = Red + IR, 3 = Red + IR + Green (2)
byte sampleRate = 100; //Options: 50, 100, 200, 400, 800, 1000, 1600, 3200 (100)
int pulseWidth = 411; //Options: 69, 118, 215, 411 (411)
int adcRange = 4096; //Options: 2048, 4096, 8192, 16384 (4096)

particleSensor.setup(ledBrightness, sampleAverage, ledMode, sampleRate, pulseWidth, adcRange); //Configure sensor with these settings
```

### Void loop

Στην αρχή της void loop καλείται να αρχίσει η μετάδοση των στοιχείων στο Blynk, η έναρξη του χρονομέτρου λειτουργίας της διάταξης καθώς επίσης και ο ορισμός του αριθμού δειγμάτων του αισθητήρα. Σε αυτό το σημείο πραγματοποιείται επίσης ψηφιακή ανάγνωση της κατάστασης του κουμπιού έναρξης μέσω της εντολής digitalRead και έναρξη της διαδικασίας καταγραφής εάν αυτό έχει πατηθεί (buttonState==1).

```
void loop() {
  Blynk.run();
  timer.run();

  buttonState = digitalRead(buttonPin);
  if (buttonState == 1){ //wait until user presses a key

    bufferLength = 100; //buffer length of 100 stores 4 seconds of samples running at 25sps
```

Υστερα, γίνεται έλεγχος των πρώτων εκατό δειγμάτων με σκοπό τον προσδιορισμό εύρους του σήματος μέσω ενός βρόχου πεπερασμένων επαναλήψεων (for loop) και υστερά υπολογισμός του κορεσμού οξυγόνου (με ονομασία μεταβλητής spo2 μέσα στον κώδικα) και των καρδιακών παλμών (με ονομασία μεταβλητής heartRate μέσα στον κώδικα) μέσω της εντολής maxim\_heart\_rate\_and\_oxygen\_saturation.

```

//read the first 100 samples, and determine the signal range
for (byte i = 0; i < bufferLength; i++) {
  while (particleSensor.available() == false) //do we have new data?
    particleSensor.check(); //Check the sensor for new data

  redBuffer[i] = particleSensor.getRed(); //read Red value
  irBuffer[i] = particleSensor.getIR(); //read IR value
  particleSensor.nextSample(); //We're finished with this sample so move to next sample
}

//calculate heart rate and SpO2 after first 100 samples (first 4 seconds of samples)
maxim_heart_rate_and_oxygen_saturation(irBuffer, bufferLength, redBuffer, &spo2, &validSpO2, &heartRate, &validHeartRate);

```

Εν συνεχεία, μέσω της εντολής while και λόγω του ότι έχει τεθεί ως προϋπόθεση μέσα στην παρένθεση το “1” ο παρακάτω βρόχος θα επαναλαμβάνεται συνεχώς και απεριόσπαστος θεωρητικά επ’ άπειρον ή πιο ρεαλιστικά έως ότου να απενεργοποιηθεί η διάταξη. Ο κώδικας μέσα στη while ορίζει ότι αφαιρούνται από τη μνήμη τα πρώτα 25 δείγματα που έχουν ληφθεί για τον αρχικό προσδιορισμό του heartrate και του spo2 και γίνεται μετατόπιση των υπολοίπων 75 δειγμάτων προς τα πάνω, καλύπτουν δηλαδή τις κενές θέσεις των πρώτων 25 δειγμάτων. Έπειτα πραγματοποιείται λήψη 25 καινούριων δειγμάτων για την ολοκλήρωση του εύρους του bufferLength.

```

//Continuously taking samples from MAX30102. Heart rate and SpO2 are calculated every 1 second
while (1) {
  //dumping the first 25 sets of samples in the memory and shift the last 75 sets of samples to the top
  for (byte i = 25; i < 100; i++) {
    redBuffer[i - 25] = redBuffer[i];
    irBuffer[i - 25] = irBuffer[i];
  }

  //take 25 sets of samples before calculating the heart rate.
  for (byte i = 75; i < 100; i++) {
    while (particleSensor.available() == false) //do we have new data?
      particleSensor.check(); //Check the sensor for new data

    redBuffer[i] = particleSensor.getRed();
    irBuffer[i] = particleSensor.getIR();
    particleSensor.nextSample(); //We're finished with this sample so move to next sample
  }
}

```

Έπειτα γίνεται αποστολή των βιολογικών παραμέτρων και του χρόνου λειτουργίας της διάταξης σε πραγματικό χρόνο στο Blynk, στην οθόνη LCD της διάταξης και στο serial monitor για την οπτική παρουσίαση τους στο χρήστη.



```

//send samples and calculation result to Σε program through UART
Blynk.virtualWrite(V0, (millis() / 1000));
Blynk.virtualWrite(V1, (heartRate));
Blynk.virtualWrite(V2, spo2);

display.setTextColor(BLACK);
display.setTextSize(1);
display.clearDisplay();
display.setCursor(0, 0);
display.print("WiFi:Connected");
display.drawLine(0, 8, 86, 8, BLACK);
display.setCursor(0, 15);
display.print("Bpm: ");
display.setCursor(25, 15);
display.print((heartRate), DEC);
display.setCursor(0, 25);
display.print("SpO2: ");
display.setCursor(30, 25);
display.print(spo2, DEC);
display.setCursor(0, 35);
display.print("Time: ");
display.setCursor(30, 35);
display.print((millis()/1000),DEC);
display.setCursor(50, 35);
display.print("sec");
display.display();

Serial.print(F("Time"));
Serial.print((millis() / 1000), DEC);
Serial.print(F(" HR="));
Serial.print((heartRate), DEC);
Serial.print(F(" SP02="));
Serial.println(spo2, DEC);
}

```

Τέλος γίνεται λήψη 25 νέων δειγμάτων για τον εκ νέου υπολογισμό των βιοσημάτων. Υστέρα από αυτό ο κώδικας μέσα στην while(1) έχει εκτελεστεί και γίνεται εκ νέου έναρξη του.

```

//After gathering 25 new samples recalculate HR and SP02
maxim_heart_rate_and_oxygen_saturation(irBuffer, bufferLength, redBuffer, &spo2, &validSP02, &heartRate, &validHeartRate);
}
}

```

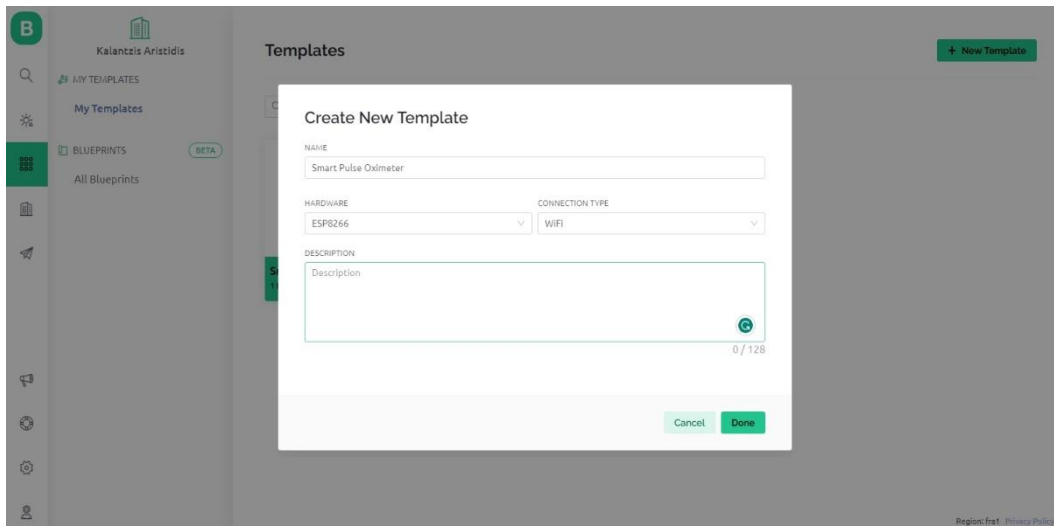
### 3.4.3 Blynk.io

Το Blynk είναι μια πλατφόρμα IoT για smartphone και H/Y που χρησιμοποιείται για τον έλεγχο των Arduino, Raspberry Pi και NodeMCU μέσω διαδικτύου. Αυτή η εφαρμογή χρησιμοποιείται για τη δημιουργία γραφικής διεπαφής ή διεπαφής ανθρώπινης μηχανής (human machine interface, HMI) μέσω της σύνταξης και παροχής της κατάλληλης διεύθυνσης για τα διαθέσιμα γραφικά στοιχεία.

### 3.4.3.1 Δημιουργία διαδικτυακής διασύνδεσης

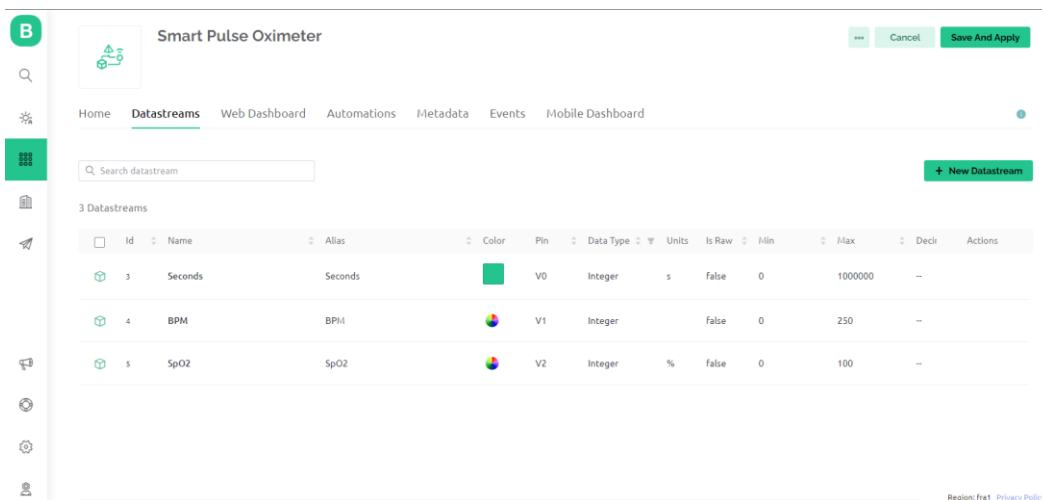
Για τη δημιουργία διαδικτυακής διασύνδεσης μέσω του Blynk ακολουθήθηκαν τα παρακάτω βήματα:

1. Επίσκεψη της σελίδας <https://blynk.cloud/dashboard> και δημιουργία λογαριασμού.
2. Μετάβαση στη στήλη Templates και ύστερα δημιουργία καινούργιου Template μέσω της επιλογής “New Template”.
3. Συμπλήρωση απαραίτητων στοιχείων σύνδεσης, όπως φαίνεται στην Εικόνα 27.



Εικόνα 27: Εισαγωγή στοιχείων σε Template.

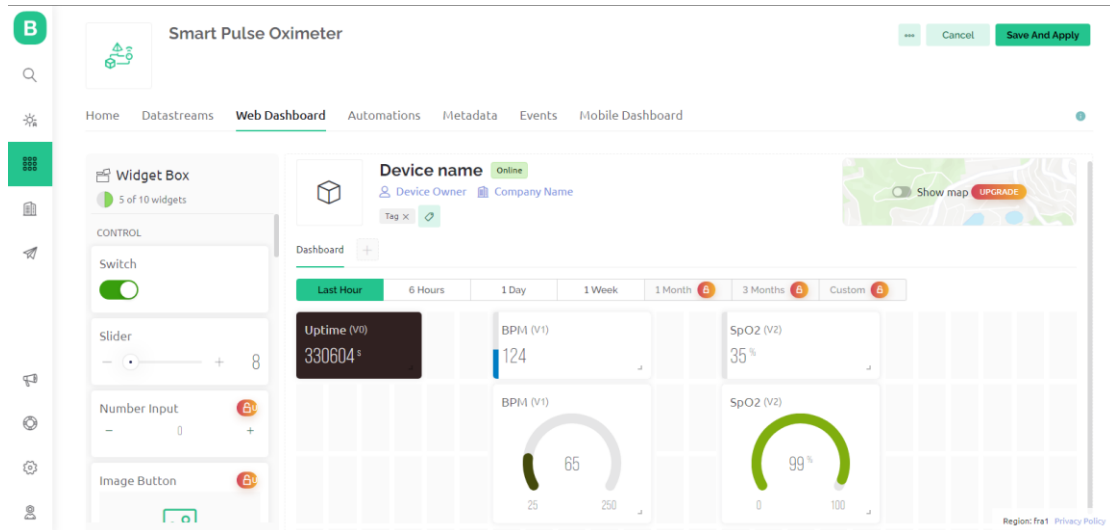
4. Επιλογή “Add first Device” για προσθήκη της διάταξης NodeMcu και σχετική ονοματοδοσία της.
5. Επιλογή “Set Up Datastreams” για εισαγωγή και παραμετροποίηση των μεταβλητών που επιθυμούμε στο πρόγραμμά μας (Εικόνα 28).



Εικόνα 28: Εισαγωγή στοιχείων στο Datastreams.

6. Υστερά μέσω της επιλογής “Set up the Web Dashboard” και “Mobile Dashboard” κατασκευάζεται το γραφικό περιβάλλον της εφαρμογής τοποθετώντας γραφικά

στοιχεία (Widgets) με σκοπό την προβολή των βιοσημάτων που αποστέλνει το NodeMcu στο κινητό ή τον υπολογιστή (Εικόνα 29).



Εικόνα 29: Τοποθέτηση γραφικών στοιχείων στο Web Dashboard.

- Τέλος, γίνεται επιλογή του “Configure template” και αφού τοποθετηθούν τα στοιχεία `BLYNK_TEMPLATE_ID`, `BLYNK_TEMPLATE_NAME` και `BLYNK_AUTH_TOKEN` που παρέχει η εφαρμογή στην αρχή του κώδικα, έχει επιτυχώς ολοκληρωθεί η διαδικασία διασύνδεσης της διάταξης με το διαδίκτυο.

Ένας εξαιρετικά χρήσιμος σύνδεσμος είναι ο ακόλουθος (<https://examples.blynk.cc>), καθώς έχει μια πληθώρα παραδειγμάτων τα οποία χρησιμοποιήθηκαν και τροποποιώντας ανάλογα με τις προγραμματιστικές ανάγκες της παρούσας διπλωματικής.

### 3.4.4 Τροποποίηση βιβλιοθηκών Arduino

Για τη σωστή λειτουργία του κώδικα, καθώς η διάταξη του βιοαισθητήρα δεν είναι η αυθεντική για την οποία και έχει κατασκευαστεί η βιβλιοθήκη “MAX30105.h” από την Sparkfun, είναι απαραίτητη η τροποποίηση μερικών στοιχείων της έτσι ώστε να αυξηθεί η σταθερότητα και ακρίβειά της. Για το σκοπό αυτό ανατρέχουμε στο μέρος όπου αποθηκεύονται οι βιβλιοθήκες που εγκαθιστούμε στο Arduino IDE (στη δική μου περίπτωση ο φάκελος αυτός βρίσκεται στην ακόλουθη διεύθυνση `C:\Users\arist\Documents\Arduino\libraries`), βρίσκουμε και ανοίγουμε τη βιβλιοθήκη που μας ενδιαφέρει (`SparkFun_MAX3010x_Pulse_and_Proximity_Sensor_Library`), και πηγαίνουμε στο φάκελο με όνομα `src`.

examples	25/4/2023 4:34 μμ	File folder	
extras	25/4/2023 4:34 μμ	File folder	
src	25/4/2023 4:34 μμ	File folder	
keywords.txt	25/4/2023 4:34 μμ	Text Document	2 KB
library.properties	25/4/2023 4:34 μμ	PROPERTIES File	1 KB
LICENSE.md	25/4/2023 4:34 μμ	MD File	3 KB
README.md	25/4/2023 4:34 μμ	MD File	3 KB

Εικόνα 30: Περιεχόμενο βιβλιοθήκης `SparkFun_MAX3010x_Pulse_and_Proximity_Sensor_Library`.

Ανοίγοντας το φάκελο src, παρουσιάζονται έξι στοιχεία εκ των οποίων θα χρειαστεί να τροποποιήσουμε καταλληλά τα δυο εξ αυτών. Τα στοιχεία που θα τροποποιήσουμε είναι το MAX30105.cpp υπεύθυνο για τη γενικότερη λειτουργικότητα της διάταξης καθώς επίσης και το spo2\_algorithm.cpp υπεύθυνο αντίστοιχα για τον αλγόριθμο υπολογισμού των βιοσημάτων. Παρακάτω στον Πίνακα 2 και 3 παρουσιάζονται οι απαραίτητες μετατροπές που πρέπει να πραγματοποιηθούν στον κώδικα.

	<u>MAX30105.cpp (Original)</u>	→	<u>MAX30105.cpp (New)</u>
Line			
30	static const uint8_t MAX30105_LED1_PULSEAMP = 0x0C;	→	static const uint8_t MAX30105_LED1_PULSEAMP = 0x0D;
31	static const uint8_t MAX30105_LED2_PULSEAMP = 0x0D;	→	static const uint8_t MAX30105_LED2_PULSEAMP = 0x0C;
264	writeRegister8(_i2caddr, MAX30105_LED1_PULSEAMP, amplitude);	→	writeRegister8(_i2caddr, MAX30105_LED2_PULSEAMP, amplitude);
268	writeRegister8(_i2caddr, MAX30105_LED2_PULSEAMP, amplitude);	→	writeRegister8(_i2caddr, MAX30105_LED1_PULSEAMP, amplitude);
657	sense.red[sense.head] = tempLong;	→	sense.IR[sense.head] = tempLong;
672	sense.IR[sense.head] = tempLong;	→	sense.red[sense.head] = tempLong;

Πίνακας 2: Τροποποιήσεις στο Max30105.cpp

Οι μετατροπές που πραγματοποιούμε στο MAX30105.cpp είναι λόγω της αντίθετης τοποθέτησης του κόκκινου και του υπερύθρου LED στη διάταξη του Max30102 που παρέχεται από την MH-ET LIVE.

	<u>spo2_algorithm.cpp (Original)</u>	→	<u>spo2_algorithm.cpp (New)</u>
Line			
134	*pn_heart_rate =(int32_t)( (FreqS*60)/ n_peak_interval_sum );	→	*pn_heart_rate =(int32_t)( (FreqS*50)/ n_peak_interval_sum )-70;
199	n_spo2_calc= uch_spo2_table[n_ratio_average];	→	n_spo2_calc =103.0-(17.0*n_ratio_average/100.0);

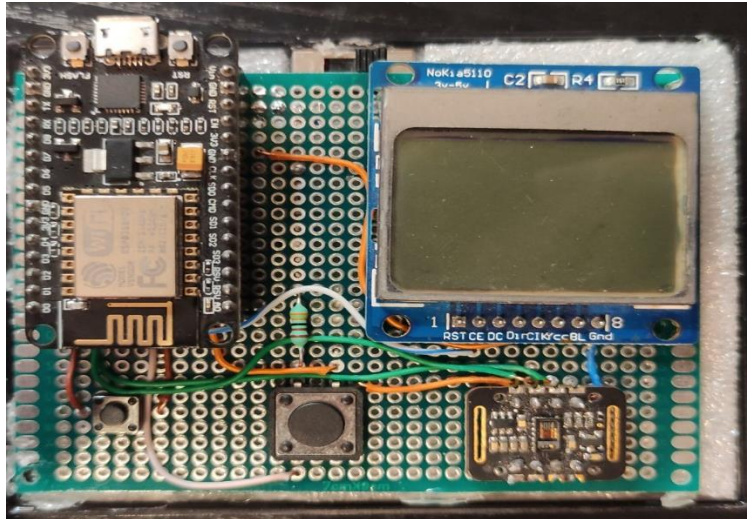
Πίνακας 3: Τροποποιήσεις στο spo2\_algorithm.cpp

Οι μετατροπές που πραγματοποιούμε στο spo2\_algorithm.cpp είναι για να αυξήσουμε την ακρίβεια των μετρήσεων μας βάση της συγκεκριμένης διάταξης.

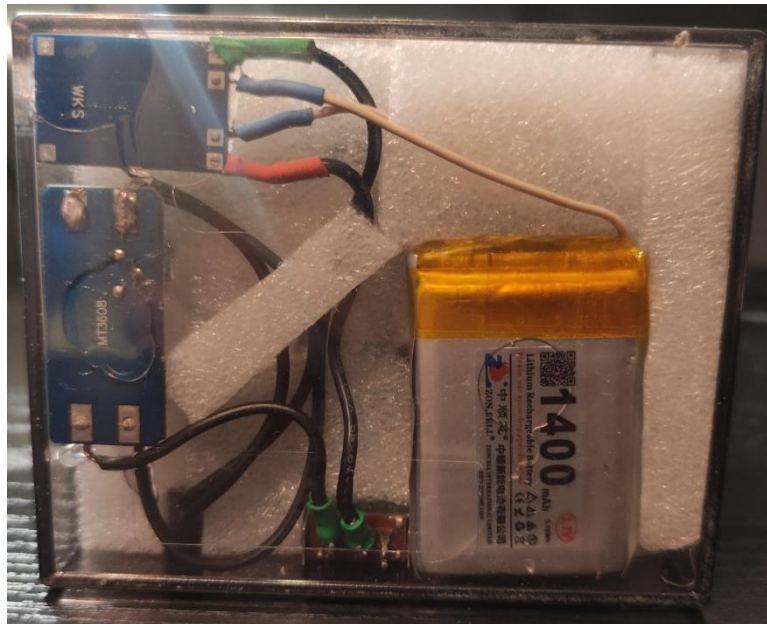
### 3.5 Οριστικοποίηση διάταξης

Στο τρέχον κεφάλαιο πραγματοποιείται σύντομη παρουσίαση μέσω φωτογραφιών της ολοκληρωμένης μορφής της αυτοσχέδιας διάταξης του παλμικού οξυμέτρου, καθώς επίσης και η παρουσίαση των μετρήσεων σε πραγματικό χρόνο σε διάφορες πλατφόρμες παρακολούθησης (οθόνη διάταξης, εφαρμογή σε κινητό, ειδική σελίδα στο διαδίκτυο μέσω υπολογιστή).

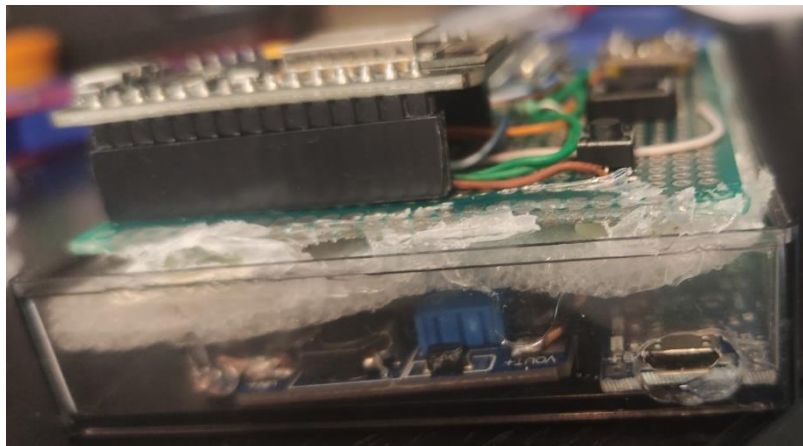
## ΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΠΑΛΜΙΚΟΥ ΟΞΥΜΕΤΡΟΥ



Εικόνα 31: Πάνω όψη οριστικοποιημένης διάταξης.



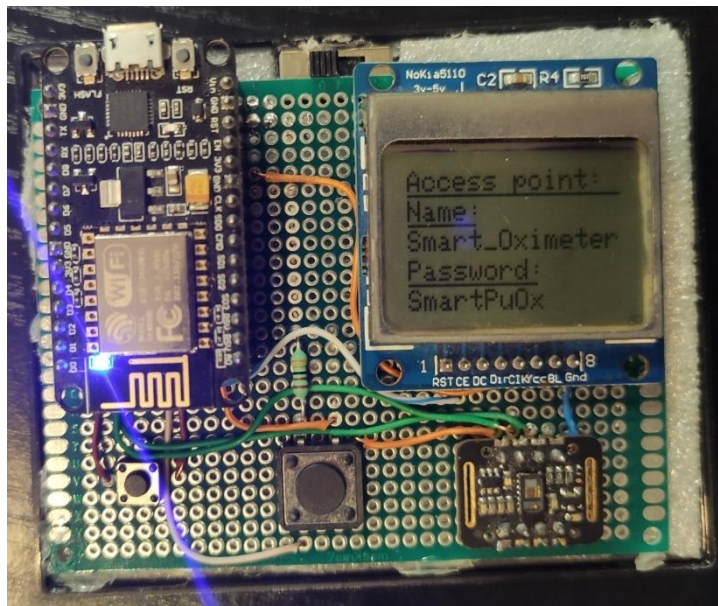
Εικόνα 32: Κάτω όψη οριστικοποιημένης διάταξης



Εικόνα 33: Πλαϊνή όψη οριστικοποιημένης διάταξης με εσοχή κάτω δεξιά για τη φόρτιση της διάταξης..

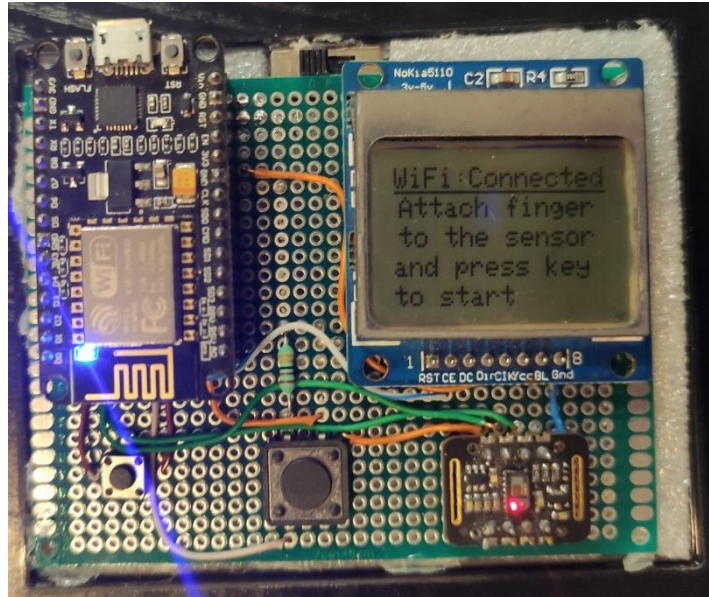
Στις ακόλουθες φωτογραφίες αποτυπώνονται τα τρία διακριτά στάδια που υλοποιεί κατά σειρά η διάταξη.

- Το πρώτο στάδιο είναι όπως αναφέρεται πρότινος και στο **Κεφάλαιο 3.4 Προγραμματισμός** η πραγματοποίηση ελέγχου για ύπαρξη κάποιου αποθηκευμένου δίκτυο στη μνήμη της διάταξης, αλλιώς πραγματοποιείται δημιουργία ενός τοπικού σημείου πρόσβασης, όπως φαίνεται στην Εικόνα 34 και με διαδικασία που περιγράφεται στο προαναφερθέν κεφάλαιο.



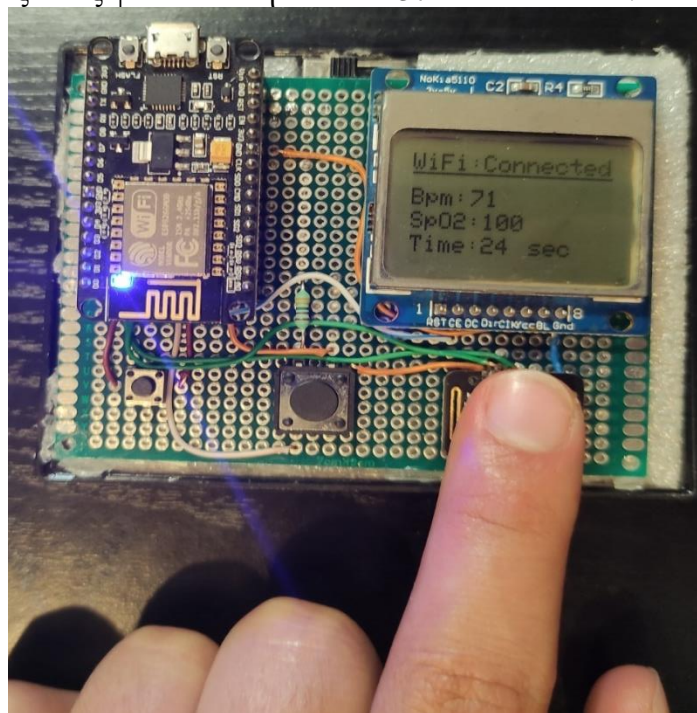
Εικόνα 34: Πρώτο στάδιο διαδικασίας.

- Το δεύτερο στάδιο αποτελεί την οπτική επιβεβαίωση στο χρήστη ότι η συσκευή έχει πλέον πρόσβαση-σύνδεση στο διαδίκτυο και του ζητά να τοποθετήσει το δάχτυλο του πάνω στον αισθητήρα (διάταξη κάτω από την οθόνη) και να πατήσει το κουμπί ενεργοποίησης (μεγάλο κουμπί αριστερά του αισθητήρα) με σκοπό την έναρξη της διαδικασίας απαγωγής των βιοσημάτων (Εικόνα 35).



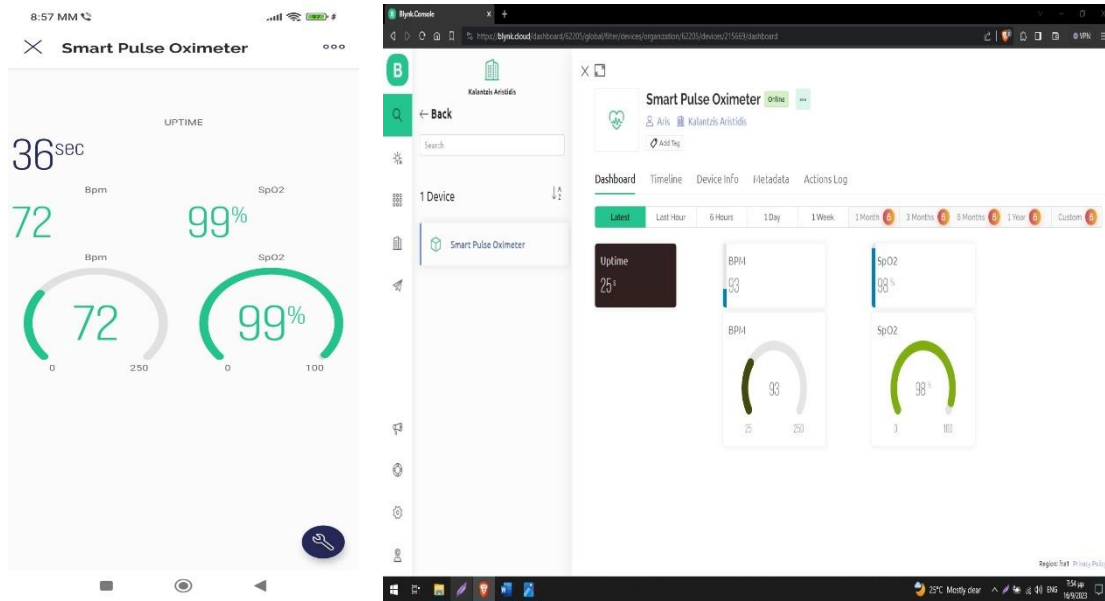
Εικόνα 35: Δεύτερο στάδιο διαδικασίας.

- Τέλος, στο τρίτο στάδιο (Εικόνα 36) γίνεται παρουσίαση των αποτελεσμάτων στην οθόνη της διάταξης και η αποστολή τους στο cloud με σκοπό την απομακρυσμένη προβολή τους όπως φαίνεται στην Εικόνα 37 που ακολουθεί.



Εικόνα 36: Τρίτο στάδιο διαδικασίας.

## ΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΠΑΛΜΙΚΟΥ ΟΞΥΜΕΤΡΟΥ



Εικόνα 37: Online ταυτόχρονη αναπαραγωγή των δεδομένων της διάταξης μέσω εφαρμογής κινητού (Αριστερά) αλλά και μέσω υπολογιστή (Δεξιά).

## 4 Αποτελέσματα

Στον πίνακα που ακολουθεί γίνεται παρουσίαση των μετρήσεων που πάρθηκαν από τον βιοαισθητήρα Max30102 και σύγκριση τους με τις τιμές που καταγράφηκαν από ένα εμπορικά διαθέσιμο παλμικό οξύμετρο.

Samples	Max30102		Pulse Oximeter		Accuracy	
	HeartRate (bpm)	SpO2 (%)	HeartRate (bpm)	SpO2 (%)	HeartRate (bpm)	SpO2 (%)
1	68	95	73	97	93%	98%
2	68	95	73	97	93%	98%
3	68	96	70	97	97%	99%
4	68	96	67	97	99%	99%
5	65	97	67	98	97%	99%
6	65	96	67	98	97%	98%
7	65	96	67	98	97%	98%
8	64	96	67	98	96%	98%
9	64	98	67	97	96%	99%
10	65	96	67	97	97%	99%
11	68	97	67	98	99%	99%
12	69	97	67	98	97%	99%
13	69	97	67	98	97%	99%
14	69	99	67	98	97%	99%
15	69	99	67	98	97%	99%
16	65	97	68	98	96%	99%



ΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΠΑΛΜΙΚΟΥ ΘΕΥΜΕΤΡΟΥ

17	65	99	68	97	96%	98%
18	65	99	68	98	96%	99%
19	67	99	68	98	99%	99%
20	65	98	68	98	96%	100%
21	69	97	68	98	99%	99%
22	70	97	68	98	97%	99%
23	72	97	70	98	97%	99%
24	72	97	70	98	97%	99%
25	72	99	70	98	97%	99%
26	72	99	70	98	97%	99%
27	72	99	70	98	97%	99%
28	72	99	70	98	97%	99%
29	72	96	70	98	97%	98%
30	72	96	70	98	97%	98%
31	72	96	71	98	99%	98%
32	73	98	71	98	97%	100%
33	73	98	71	98	97%	100%
34	73	98	71	98	97%	100%
35	73	99	71	98	97%	99%
36	69	99	71	98	97%	99%
37	69	99	71	98	97%	99%
38	69	99	71	98	97%	99%
39	69	96	71	98	97%	98%
40	69	96	71	98	97%	98%
41	69	96	71	98	97%	98%
42	69	96	71	98	97%	98%
43	69	96	71	99	97%	97%
44	68	96	71	99	96%	97%
45	68	96	71	99	96%	97%
46	69	97	71	98	97%	99%
47	69	95	71	98	97%	97%
48	69	95	71	98	97%	97%
49	69	98	71	100	97%	98%
50	69	98	71	100	97%	98%
51	70	98	71	100	99%	98%
52	69	96	71	99	97%	97%
53	69	96	71	99	97%	97%
54	69	96	71	99	97%	97%
55	69	96	71	99	97%	97%
56	69	96	71	99	97%	97%
57	69	96	71	99	97%	97%
58	70	96	71	99	99%	97%
59	70	96	71	99	99%	97%
60	69	97	71	99	97%	98%
61	69	97	71	99	97%	98%

ΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΠΑΛΜΙΚΟΥ ΘΕΥΜΕΤΡΟΥ

62	69	97	71	100	97%	97%
63	69	96	71	100	97%	96%
64	68	96	71	100	96%	96%
65	68	96	71	100	96%	96%
66	69	96	71	100	97%	96%
67	69	96	71	100	97%	96%
68	69	100	71	100	97%	100%
69	73	100	71	100	97%	100%
70	73	100	71	100	97%	100%
71	67	100	71	100	94%	100%
72	67	100	70	100	96%	100%
73	67	99	70	100	96%	99%
74	72	98	70	100	97%	98%
75	72	98	70	100	97%	98%
76	72	98	71	100	99%	98%
77	72	98	71	100	99%	98%
78	71	98	71	100	100%	98%
79	69	98	71	100	97%	98%
80	69	98	71	100	97%	98%
81	68	98	70	100	97%	98%
82	68	99	70	100	97%	99%
83	71	99	70	100	99%	99%
84	70	99	71	100	99%	99%
85	69	99	71	100	97%	99%
86	69	99	71	100	97%	99%
87	69	98	71	100	97%	98%
88	69	98	71	100	97%	98%
89	69	100	71	100	97%	100%
90	69	100	71	100	97%	100%
91	69	100	71	100	97%	100%
92	69	100	73	100	95%	100%
93	69	100	73	100	95%	100%
94	70	100	73	100	96%	100%
95	70	99	71	100	99%	99%
96	69	100	71	100	97%	100%
97	69	100	71	99	97%	99%
98	69	100	71	99	97%	99%
99	69	100	71	100	97%	100%
100	69	100	71	100	97%	100%
<b>Overall accuracy</b>					<b>97%</b>	<b>98%</b>

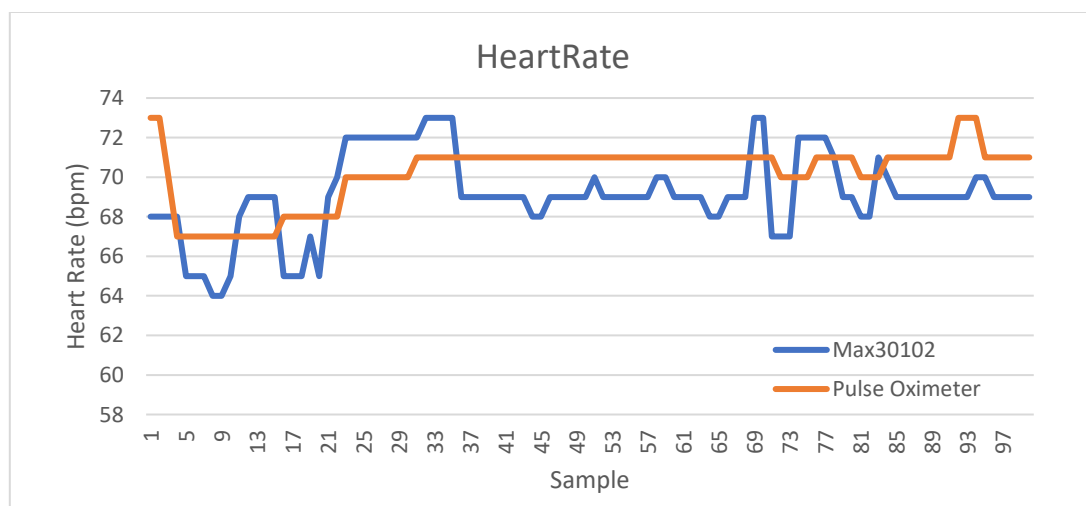
Πίνακας 4: Σύγκριση ακρίβειας μεταξύ των αποτελεσμάτων.

#### 4.1 Διαδικασία καταγραφής αποτελεσμάτων

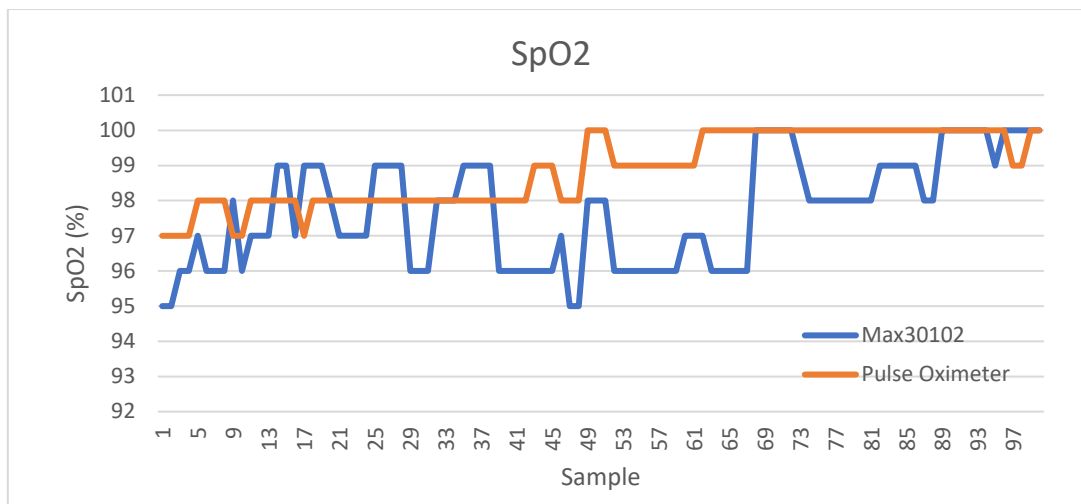
Η διαδικασία που ακολουθήθηκε για την απαγωγή των μετρήσεων πραγματοποιήθηκε προσομοιώνοντας όσο το δυνατόν καλύτερα ιδανικές συνθήκες μέτρησης, μειώνοντας δηλαδή τον εξωτερικό φωτισμό (δωμάτιο με σταθερό, χαμηλό φωτισμό) με σκοπό τη μείωση του οπτικού θορύβου καθώς επίσης και σταθεροποιώντας κατάλληλα το δάκτυλο μέτρησης (τοποθέτηση λάστιχου γύρω από τον αισθητήρα και το δάκτυλο του εξεταζόμενου έτσι ώστε ο αισθητήρας να ασκεί σταθερή πίεση στο σημείο μέτρησης) για αποφυγή των ψευδενδείξεων κίνησης. Η διαδικασία της καταγραφής έγινε μέσω ταυτόχρονης μαγνητοσκόπησης των οθονών των δυο διατάξεων καθώς επίσης και καταγραφής των αποτελεσμάτων του Serial monitor μέσω της εφαρμογής CoolTerm (ενός τερματικού προγράμματος ικανού για σειριακή επικοινωνία με υλικό που έχει συνδεθεί στον υπολογιστή μέσω σειριακών θυρών και επιτρέπει μεταξύ άλλων την καταγραφή του serial monitor) και χρήσης αυτών των καταγραφών ως σημείο αναφοράς για την αποσφάλματωση των μετρήσεων. Υστέρα από προσεκτική ανασκόπηση του βίντεο αποτυπώθηκαν οι εκατό μέτρησις των δυο διατάξεων για το HeartRate και SpO2 αντίστοιχα σε υπολογιστικό φύλο Excel για περαιτέρω ανάλυση και οπτικοποίηση των αποτελεσμάτων.

#### 4.2 Στατιστικά στοιχεία

Παρακάτω πραγματοποιείται γραφική αναπαράσταση των μετρήσεων ανάμεσα στις μετρήσεις της αυτοσχέδιας διάταξης που κατασκευάστηκε για τις ανάγκες της παρούσας διπλωματικής και ενός παλμικού οξύμετρου που συναντάται στο εμπόριο, με σκοπό την καλύτερη κατανόηση και οπτική σύγκριση των αποτελεσμάτων.



Γράφημα 1: Γραφική αναπαράσταση μέτρησης καρδιακών παλμών (HeartRate) μεταξύ Max30102 και συμβατικού παλμικού οξύμετρου.



Γράφημα 2: Γραφική αναπαράσταση μέτρησης κορεσμού οξυγόνου (SpO2) μεταξύ Max30102 και συμβατικού παλμικού οξυμέτρου.

Στους πίνακες που ακολουθούν παρουσιάζονται κάποια σημαντικά στατιστικά στοιχεία που προκύπτουν από την ανάλυση των μετρήσεων καθώς και η εξήγηση τους.

<i>Max30102 statistics</i>		
	HeartRate	SpO2
Mean	69,13	97,69
Standard Error	0,208726296	0,155501794
Median	69	98
Mode	69	96
Standard Deviation	2,087262961	1,555017945
Sample Variance	4,356666667	2,418080808
Kurtosis	0,338649646	-1,324437202
Skewness	-0,244182548	0,056499998
Minimum	64	95
Maximum	73	100
Count	100	100

Πίνακας 5: Στατιστικά στοιχεία μετρήσεων για Max30102.

<i>Pulse Oximeter statistics</i>		
	HeartRate	SpO2
Mean	70,25	98,88
Standard Error	0,153987406	0,102769724
Median	71	99
Mode	71	100
Standard Deviation	1,53987406	1,02769724
Sample Variance	2,371212121	1,056161616
Kurtosis	0,386927902	-1,426942583
Skewness	-1,023624948	-0,153699326
Minimum	67	97
Maximum	73	100
Count	100	100

Πίνακας 6: Στατιστικά στοιχεία μετρήσεων συμβατικού παλμικού οξυμέτρου.

### Εξήγηση στατιστικών μεταβλητών

- Mean: είναι ο μαθηματικός μέσος όρος ενός συνόλου.
- Standard Error: μετρά την ακρίβεια με την οποία μια κατανομή δείγματος αντιπροσωπεύει έναν πληθυσμό χρησιμοποιώντας τυπική απόκλιση.
- Median: είναι το μεσαίο σημείο σε ένα σύνολο δεδομένων.
- Mode: είναι η τιμή που εμφανίζεται πιο συχνά σε ένα σύνολο δεδομένων.

- **Standard Deviation:** είναι μία τιμή που εκφράζει το πόσο διαφέρουν τα μέλη μιας ομάδας από τη μέση τιμή της ομάδας.
- **Sample Variance:** χρησιμοποιείται για τον προσδιορισμό της απόκλισης των σημείων δεδομένων από τον μέσο όρο.
- **Kurtosis:** είναι ένα μέτρο που μας δείχνει πόσο συχνά εμφανίζονται ακραίες τιμές της κατανομής.
- **Skewness:** είναι μία μέτρηση της παραμόρφωσης της συμμετρικής κατανομής ή της ασυμμετρίας σε ένα σύνολο δεδομένων.
- **Minimum:** είναι η ελάχιστη τιμή σε ένα σύνολο τιμών, εξαιρουμένων τυχόν ακραίων τιμών.
- **Maximum:** είναι η μέγιστη τιμή σε ένα σύνολο τιμών, εξαιρουμένων τυχόν ακραίων τιμών.
- **Count:** είναι ο συνολικός αριθμός του δείγματος.

## 5 Συμπεράσματα & Συζήτηση

### 5.1 Σχολιασμός αποτελεσμάτων

Λόγω της αδυναμίας χρήσης κάποιου προσομοιωτή για τη διαπίστωση της ακρίβειας της διάταξης που κατασκευάστηκε και με μοναδική εναλλακτική τη σύγκριση των τιμών του με αυτές ενός παλμικού οξυμέτρου εμπορικής χρήσης, ήταν αναγκαία η λήψη ενός μεγάλου αριθμού δειγμάτων για την εξακρίβωση της ακρίβειας της διάταξης. Όπως μπορούμε να διακρίνουμε από τα γραφήματα και τα στατιστικά στοιχεία που προαναφέρθηκαν (**Κεφαλαίο 4.2 Στατιστικά στοιχεία**), είναι εμφανές ότι η ακρίβεια που επιτευχθεί μέσω αυτής της διαδικασίας ήταν αρκετά σημαντική φτάνοντας το 97% για τους καρδιακούς παλμούς και 98% αντίστοιχα για τον κορεσμό του οξυγόνου. Όπως προαναφέρθηκε, λόγω της εξαιρετικής ευαισθησίας του βιοαισθητήρα στον οπτικό θόρυβο εξαιτίας του φωτισμού περιβάλλοντος και στο θόρυβο εξαιτίας των κινήσεων του εξεταζόμενου, ελήφθησαν κατάλληλα μετρά (**Κεφάλαιο 4.1 Διαδικασία καταγραφής αποτελεσμάτων**) για τον σημαντικό περιορισμό τους σε βαθμό ιδανικών συνθήκων για την καθημερινή ζωή. Λόγω αυτού οι μετρήσεις ενδέχεται να έχουν αρκετά μεγαλύτερη απόκλιση σε συνθήκες υψηλού φωτισμού ή σε ανθρώπους με ακόμα και μικρή σπασμωδικότητα. Δύο ακόμη παράγοντες που επηρεάζουν τις μετρήσεις αλλά δεν μπόρεσε να γίνει ποσοτική καταγραφή τους είναι η εφίδρωση του εξεταζόμενου στο ανατομικό σημείο μέτρησης καθώς επίσης και η καθαριότητα του πεδίου μέτρησης πάνω στον αισθητήρα.

## 5.2 Μελλοντικές τροποποιήσεις και βελτιώσεις

Μερικοί τρόποι μελλοντικής εξέλιξης της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι αρχικά η εναλλαγή του αισθητήρα βιοσημάτων Max30102 με τον μεταγενέστερο του Max30105 της Sparkfun ή κάποιον αντίστοιχο με μεγαλύτερη ακρίβεια και λιγότερη επιρροή από εξωτερικά μη χρήσιμα ερεθίσματα όπως το Pulse Express Pulse-Ox & Heart Rate Sensor with MAX32664 της Protocentral Electronics ο οποίος μέσω του ενσωματωμένου επιταχυνσιόμετρου που διαθέτει ανιχνεύει και αντισταθμίζει τις ψευδενδείξεις κίνησης. Επίσης, μέσω του κώδικα του πέραν από την καταγραφή του καρδιακού ρυθμού και του κορεσμού οξυγόνου στο αίμα, μας δίνει τη δυνατότητα εκτίμησης της αρτηριακής πίεσης. Ένας ακόμη τρόπος τροποποίησης της διάταξης είναι η κατασκευή ειδικής θήκης και πιέστρου συγκράτησης του δακτύλου μέσω 3D printer για την αύξηση της ακρίβειας των μετρήσεων. Επιπροσθέτως, μια πρόσθετη τροποποίηση που θα μπορούσε να λάβει χώρα είναι η προσθήκη κώδικα αλλά και γραφικών στοιχείων ώστε να απεικονίζεται το ποσοστό στάθμης της επαναφορτιζόμενης μπαταρίας που διαθέτει η διάταξη. Τέλος, ένας επιπλέον τρόπος βελτίωσης θα μπορούσε να πραγματοποιηθεί δίνοντας στη διάταξη τη δυνατότητα για εγχωρία (μέσω κάρτας μνήμης microSD) ή απομακρυσμένη (μέσω κάποιας υπηρεσίας Cloud) αποθήκευση των μετρήσεων με σκοπό τη δημιουργία ενός ιστορικού για τον χρήστη.

## ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] Stefan Silbernagl – Agamemnon Desporoulos, “Εγχειρίδιο Φυσιολογίας”, Εκδόσεις Π.Χ Πασχαλίδης.
- [2] Eric P. Widmaier – Hershel Raff – Kevin T. Strang, “Vander’s Human Physiology: The Mechanisms of Body Function”, 13<sup>th</sup> edition.
- [3] Χρυσανθακοπούλου Θεοδώρα, Τμήμα Πληροφορικής Πανεπιστημίου Ιωαννίνων, “Μοντελοποίηση της Ηλεκτροφυσιολογίας της καρδιάς”.
- [4] [https://el.wikipedia.org/wiki/Ηλεκτροφυσιολογία\\_της\\_καρδιάς](https://el.wikipedia.org/wiki/Ηλεκτροφυσιολογία_της_καρδιάς)
- [5] Dr. Neil Townsend, “Medical Electronics.Michaelmas Term”, 2001.
- [6] Λυριτζή Μαρία, Διπλωματική Εργασία: “Αξιολόγηση γνώσεων νοσηλευτών Μονάδων Εντατικής Θεραπείας σχετικά με την παλμική οξυμετρία”.
- [7] Severinghaus JW - Honda Y, “History of blood gas analysis”, Journal of Clinical Monitoring.
- [8] Venkat, Swaathi et al, “Machine Learning based SpO2 Computation Using Reflectance Pulse Oximetry”, 2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) (2019).
- [9] Βασίλειος Σπυρόπουλος, “Εισαγωγή στην Τεχνολογία Χειρουργείου, Εντατικής και Επείγουσας Ιατρικής”, Εκδόσεις Κάλλιπος.
- [10] Βασίλειος Σπυρόπουλος, “Το Σύγχρονο Νοσοκομείο”, Εκδόσεις Κάλλιπος.
- [11] Sinex JE, “Pulse oximetry: principles and limitations”, Am J Emerg Med. janv 1999.
- [12] Δρ. Α. Τζαβάρας - Δρ. Β. Σπυρόπουλος - Μ. Μαρίνης, “Οξυμετρία ανάκλασης & Φωτο-πλυθτισμογραφία, ένας αισθητήρας για πολλαπλές παραμέτρους”, Τ.Ε.Ι. Αθήνας, Τμήμα Μηχανικών Βιοϊατρικής Τεχνολογίας, Εργαστήριο Βιοϊατρικής Τεχνολογίας, 2015.
- [13] Καρκαλούσος Π. - Γεωργίου Ζ. – Κρούπης Χ. - Παπαϊωάννου Ά.- Πλαγεράς Π.- Σπυρόπουλος Β.- Τσότσου Γ.- & Φούντζουλα Χ, “Εργαστηριακές ασκήσεις κλινικής χημείας”, Εκδόσεις Κάλλιπος.
- [14] <https://lastminuteengineers.com/esp8266-pinout-reference/>
- [15] ESP8266EX Datasheet, Version 4.3
- [16] <https://lastminuteengineers.com/max30102-pulse-oximeter-heart-rate-sensor-arduino-tutorial/>

- [17] MAX30102 Datasheet, “High-Sensitivity Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor for Wearable Health”.
- [18] Lawrence Ulrich: BOSCHs smart visual visor tracks sun, IEEE Spectrum, 29 January 2020, Retrieved 17 March 2020
- [19] [https://el.wikipedia.org/wiki/Οθόνη\\_υγρών\\_κρυστάλλων](https://el.wikipedia.org/wiki/Οθόνη_υγρών_κρυστάλλων)
- [20] PCD8544 48X84 pixels matrix LCD controller/driver Datasheet
- [21] TP4056 Datasheet, “Standalone Linear Li-Ion Battery Charger with Thermal Regulation in SOP-8”.
- [22] DW01A Datasheet, “One Cell Lithium-ion/Polymer Battery Protection IC” Rev:1 DW01A-DS-10\_EN.
- [23] FS8205A Datasheet, “Dual N-Channel Enhancement Mode Power MOSFET” REV:1.2 FS8205A-DS-12\_EN.
- [24] MT3608 IC Datasheet “High Efficiency 1.2MHz 2A Step Up Converter” Aerosemi Technology Co., Ltd.
- [25] MT3608 DC-DC Step Up Power Module Datasheet “MT3608 2A Max DC-DC Step Up Power Module Booster Power Module” MagicDuino Electronics.
- [26] <https://docs.arduino.cc/software/ide-v1/tutorials/arduino-ide-v1-basics>
- [27] <https://docs.arduino.cc/software/ide-v2/tutorials/getting-started-ide-v2>



## ΠΗΓΕΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

- [1] Eric P. Widmaier – Hershel Raff – Kevin T. Strang, “Vander’s Human Physiology: The Mechanisms of Body Function”, 13<sup>th</sup> edition.
- [2] [https://el.wikipedia.org/wiki/Ηλεκτροφυσιολογία\\_της\\_καρδιάς](https://el.wikipedia.org/wiki/Ηλεκτροφυσιολογία_της_καρδιάς)
- [3] Dr. Neil Townsend, “Medical Electronics.Michaelmas Term”, 2001.
- [4] Sinex JE, “Pulse oximetry: principles and limitations”, Am J Emerg Med. janv 1999.
- [5] Δρ. Α. Τζαβάρας - Δρ. Β. Σπυρόπουλος - Μ. Μαρίνης, “Οξυμετρία ανάκλασης & Φωτο-πυθσημογραφία, ένας αισθητήρας για πολλαπλές παραμέτρους”, Τ.Ε.Ι. Αθήνας, Τμήμα Μηχανικών Βιοϊατρικής Τεχνολογίας, Εργαστήριο Βιοϊατρικής Τεχνολογίας, 2015.
- [6] Dr. Neil Townsend, “Medical Electronics.Michaelmas Term”, 2001.
- [7] Venkat, Swaathi et al, “Machine Learning based SpO2 Computation Using Reflectance Pulse Oximetry”, 2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) (2019).
- [8] <https://circuits4you.com/2017/12/31/nodemcu-pinout>
- [9] <https://components101.com/development-boards/nodemcu-esp8266-pinout-features-and-datasheet>
- [10] <https://lastminuteengineers.com/esp8266-pinout-reference/>
- [11] MAX30102 Datasheet, “High-Sensitivity Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor for Wearable Health”.
- [12] <https://lastminuteengineers.com/max30102-pulse-oximeter-heart-rate-sensor-arduino-tutorial/>
- [13] PCD8544 48X84 pixels matrix LCD controller/driver Datasheet
- [14] <https://components101.com/modules/mt3608-2a-dc-dc-step-up-power-module>